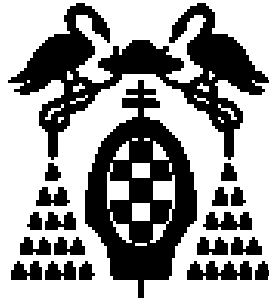


UNIVERSIDAD DE ALCALÁ DE HENARES

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE ESPECIALIDADES MÉDICAS



TESIS DOCTORAL

**DISTINTOS NIVELES DE COEFICIENTE DE
ESTABILIDAD DEL IMPLANTE EN DISTINTOS
PERIODOS DE LA OSTEOINTEGRACIÓN**

DIRECTORES:

Prof. Dr. D. Natalio Gracia Honduvilla

Prof. Dr. D. Juan Manuel Aragonese Lamas

MARÍA NOELIA CERVANTES HARO

2012

*A toda mi familia
y amigos*

Lo más maravilloso de la ciencia es que está viva.

Richard Phillips Feynman

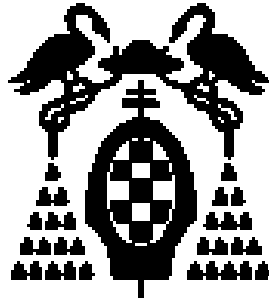
La verdadera ciencia enseña, sobre todo, a dudar y a ser ignorante.

Miguel De Unamuno

UNIVERSIDAD DE ALCALÁ DE HENARES

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE ESPECIALIDADES MÉDICAS



TESIS DOCTORAL

**DISTINTOS NIVELES DE COEFICIENTE DE
ESTABILIDAD DEL IMPLANTE EN DISTINTOS
PERIODOS DE LA OSTEOINTEGRACIÓN**

MARÍA NOELIA CERVANTES HARO

2012

Agradecimientos

Cuando entré en el mundo de la odontología, jamás me planteé hacer la tesis doctoral, pero como ocurre en muchas ocasiones la vida te lleva a derroteros que ni siquiera piensas, y uno de ellos fue embarcarme en este trabajo que ya ha visto el fin, gracias al apoyo de muchas personas que me han animado para continuar, ofreciendo su ayuda.

Quiero agradecer a Dr. Juan Manuel Aragonese, para mí únicamente Juan Manuel, que sin él no estaría donde estoy y tampoco habría terminado la tesis, ya que gracias a su insistencia, su tesón y su paciencia esta ha visto la luz. No solo un excelente profesional dentro del campo de la odontología, sino como persona es todavía mejor, sintiéndome muy afortunada de ser su amiga.

Tengo que hacer una mención muy especial a mi hermana Fina, que gracias a su inestimable ayuda, no podría haberle dedicado las horas necesarias a este trabajo, dejando a un lado parte de su vida para dedicarla a mis padres, haciéndome la vida más fácil para que siga creciendo profesionalmente.

A mis padres, que todo lo que soy en esta vida es gracias a ellos, que me han transmitido valores como el respeto, el tesón y las ganas de seguir aprendiendo a pesar de los años y que han dedicado a su vida para que crezca como persona día a día, haciendo me sentir muy orgullosa de ser su hija. A mi madre, que seguro que en algún rincón de su cabeza está muy orgullosa de sus hijas y que es el motor de mi vida.

A mis amigos, por su compañía en los buenos momentos y su apoyo, comprensión y ánimo en los no tan buenos. Hacer una mención especial a Ceci, por su ayuda para poder terminar esta tesis y a Ainhoa por facilitarme las cosas para que todo haya salido bien.

Por último quiero agradecer al Dr. Natalio García Hondurilla, del Departamento de Especialidades Médicas, que gracias a su accesibilidad para ayudar en todo lo que he necesitado y a sus sabios consejos este trabajo ha llegado a su fin.

DISTINTOS NIVELES DE COEFICIENTE DE ESTABILIDAD DEL IMPLANTE EN DISTINTOS PERIODOS DE LA OSTEOINTEGRACIÓN

(Resumen)

Introducción.

La pérdida de un diente puede producir en algunos pacientes problemas, desde funcionales como la dificultad para masticar o psicológicos debido a las alteraciones estéticas. La rehabilitación oral con implantes dentales, es una vía de tratamiento desde hace mas de dos décadas. Una de las principales preocupaciones del clínico es saber en qué momento del tratamiento se puede conectar el implante al pilar protésico para la rehabilitación. Aunque la primera predicción de la relación hueso implante es durante la cirugía, evaluando la calidad ósea, este es un método totalmente subjetivo, por lo tanto necesitamos algún método con el que cuantificar de forma objetiva el contacto hueso e implante y que a su vez este no sea un método invasivo y predecible como el Osstell Mentor®

Estabilidad del implante.

Implante se puede definir como la ausencia de movilidad clínica de éste. La estabilidad del implante depende directamente de la unión mecánica entre la superficie del implante y el hueso que le rodea, siendo crucial para el éxito del tratamiento.

¿Cómo medidos la estabilidad del implante?

Una de las metas de la implantología, sobre todo para el clínicos es conocer cuando un implante está preparado para la rehabilitación prostodóncica. También se ha intentado predecir con distintos métodos el éxito o el fracaso del tratamiento. Uno de los métodos para medir el coeficiente de estabilidad del implante es el Osstell® Método descrito por Meredith 1996, que mediante el análisis de frecuencia de resonancia mediante un pequeño transductor atornillado al implante y es estimulado mediante frecuencias. El análisis de la resonancia de la frecuencia, nos

permite obtener mediante unidades ISQ los cambios estabilidad del implante en los distintos periodos de cicatrización ósea, nos proporciona información sobre el BIC (contacto hueso-implante) incluso cuando estos están sometidos a carga. Los estudios mostraron un aumento de los valores RFA durante la cicatrización, este aumento del coeficiente de estabilidad se atribuye al aumento del anclaje del hueso con el implante. Por lo tanto cambios en la RFA nos transmite cambios en la unión hueso implante. Consta de un transductor en forma de L que se atornilla al implante con un torque de 10 Ncm. perpendicular a la cresta ósea, no pudiendo tocar ni dientes adyacentes, tejidos blandos, ejerciendo sobre el implante una fuerza de flexión que imita la carga clínica.

Pacientes y Métodos

Este estudio fue planteado para conocer los valores de niveles de estabilidad de los implantes dentales en diferentes tiempos de cicatrización ósea, para lo cual se colocaron sobre pacientes un total de 86 implantes dentales del tipo que se detallan a continuación:

47 implantes dentales Taper Screw Vent (a partir de ahora TSV) de Zimmer Dental®.

18 pacientes de los cuales 7 son hombres y 11 mujeres.

21 implantes dentales Screw Line (a partir de ahora SL) de Camlog Biotechnologies ®.

8 pacientes de los cuales eran 3 mujeres y 5 hombres.

15 implantes Hexágono Interno (a partir de ahora HI) de Avinent®.

8 pacientes de los cuales eran 4 mujeres y 3 hombres.

Todos los pacientes de este estudio se trataron en las clínicas universitarias de las instalaciones de la Escuela de Badal, durante el Curso de Experto de Implantología Básica y Avanzada y el Curso de regeneración Tisular, Título Propio de Experto dependiente de la Universidad Politécnica de Valencia y en la Institución Universitaria Mississippi, en el Master de Implantología, Periodoncia y Cirugía Bucal, Título Propio dependiente de la Universidad de Alcalá de Henares.

En la primera visita, los pacientes rellenaron la historia clínica completa previa a la exploración oral por parte del profesorado para descartar aquellos pacientes sin ausencias dentales. Aquellos con ausencias dentales se les planteó participar en el presente estudio, debiendo cumplimentar un consentimiento informado específico.

Aquellos pacientes que susceptibles de implantes se les realizó una ortopantomografía de evaluación primaria, para determinar la cantidad ósea remanente, ya que es criterio de exclusión aquellos pacientes con necesidad de cirugías complementarias para la colocación de los implantes.

La segunda cita, fue para el estudio fotográfico y la entrega de una analítica que se les pidió en la cita anterior. El registro fotográfico consta de fotografías extraorales e intraorales así como el CPITN, para determinar si necesitaban tratamiento periodontal previo a la cirugía, ya que deben estar periodontalmente estables, en esta misma cita en la zona edéntula se les anestesia con la técnica infiltrativa con Lidocaína al 2% de la casa Normon® para determinar el ancho de encía, ya que se es de biotipo fino, es decir que mide menos de 3mm, quedarían excluidos del estudio.

Todos aquellos pacientes con necesidad de tratamiento periodontal, se les cita para estudio periodontal haciendo serie radiográfica, periodontograma, índice de placa y tartrectomía. Pasada una semana se les cita par reevaluación periodontal, volviendo a realizar el periodontograma para ver la remisión de las bolsas periodontales. A los pacientes con bolsas periodontales mayores de 4 mm. se les vuelve a citar para raspado y alisado radicular. Si en la siguiente evaluación periodontal, las bolsas no han remitido, el paciente quedará fuera del estudio y en los casos de remisión de las bolsas pasarán al siguiente paso que es la toma de impresiones con alginato de la casa xantalgin® para la fabricación de los modelos de trabajo y estudio que se realizan en escayola tipo IV silky-rock violeta de Whip Mix®, para posteriormente hacer la transferencia cráneomaxilar a un articulador semiajustable, que en este estudio es el Quick Master®. Este Montaje en articulador nos servirá para realizar el encerado diagnóstico en las brechas

edéntulas y poder duplicarlo para fabricar la férula radiológica quirúrgica que nos servirá para el estudio radiológico.

Estudio radiológico y selección del implante.

Para ello necesitamos además de los acetatos del Dental-Scan unas plantillas para determinar la disponibilidad ósea del paciente y así elegir el tamaño del implante, siendo los diámetros estrecho, medio y ancho y las longitudes corto y largo.

Cirugía.

A todos los pacientes se les anestesia con Lidocaína al 2% de la casa Normon® con técnica infiltrativa. La incisión se realiza supracrestal, ya que hay más de 2mm de encía queratinizada desde la línea media de la cresta hasta la línea mucogingival, con hoja de bisturí del N°11. El despegamiento se realiza con periostotomo Molt. La osteotomía tanto del implante TSV, SL y HI se hace según indica la casa comercial, utilizando como fisiodispensador y contraángulo el determinado también por la casa comercial al igual que la inserción del implante. Todos los implantes quedaron a nivel de la cresta ósea. Antes de colocar el tornillo de cierre y suturar, se procede a la primera medida del coeficiente de estabilidad.

Segunda fase quirúrgica.

En este punto es cuando se toma la 2ª medida de la estabilidad del implante. Al igual que en la cirugía se anestesia al paciente con Lidocaína al 2% con técnica infiltrativa. La incisión es mediocrestal con hoja de bisturí del N°11 y el despegamiento del colgajo se hace con el periostotomo Molt. Con la llave de 1,25mm de cada casa comercial se retira el tornillo de cierre del implante, se mide el coeficiente de estabilidad. Para terminar se atornilla el pilar de cicatrización y se sutura con puntos simples con seda de 3/0.

Fase protésica.

Pasadas tres semanas de la segunda fase quirúrgica se empieza a confeccionar la prótesis. Tomas impresiones con la técnica indirecta, cada tipo de implante tiene su propio poste de impresión. Estas se envían al laboratorio para que tallen los pilares y así poder probarlos en boca. Una vez estén los pilares correctamente posicionados el siguiente paso en la fabricación del metal, si esta prueba es correcta podremos a la prueba estética y posterior terminado de la prótesis. Esta se cementa de forma provisional con un cemento a base de Eugenol llamado Temp Bond®.

Coefficiente de estabilidad.

El coeficiente de estabilidad del implante se mide con el Osstell Mentor® mediante el análisis de la frecuencia. Consta de un transductor denominado Smartpeg que se atornilla al implante de forma manual con una fuerza de 10N mediante un transportador de plástico que se adapta a la parte hexagonal que se encuentra en la parte superior de dicho dispositivo. Una vez atornillado, se acerca el Osstell Mentor® de forma perpendicular al Smartpeg. Cuando la medida ha finalizado, el Osstell® emite un pitido y aparece en la pantalla Led un valor numérico, cuya unidad de medida se denomina ISQ. El número de medición son tres, en el momento de la colocación del implante, durante la segunda fase quirúrgica y pasados tres meses de colocada la prótesis definitiva.

Conclusiones

- En cuanto al diámetro este parámetro es determinantes cuando hablamos de implantes estrechos de la casa TSV.
- La longitud no es determinante en la estabilidad de los implantes.
- Se obtiene mayor coeficiente de estabilidad en los implantes colocados en maxilar inferior que en mandíbula.

- Con respecto a la densidad ósea, el mayor coeficiente de estabilidad se obtiene en calidad ósea 1, siendo estadísticamente significativa con respecto a las calidades ósea tipo 3 y 4.

DIFFERENT LEVELS OF IMPLANT STABILITY QUOTIENT IN DIFFERENT PERIODS OF OSSEOINTEGRATION (Abstract)

Introduction

The loss of a tooth can cause problems in some patients, from functional such as difficulty chewing or psychological due to the aesthetic changes. Oral rehabilitation with dental implants, it is the treatment of choice from more than two decades ago. One of the main concerns of the clinician is to know the timing in the treatment when you can connect the implant to the abutment for the prosthetic rehabilitation, although the first prediction of the relative bone implant contact is during the surgery, assessing bone quality, this is a totally subjective method, therefore we need some method by which quantify objectively the contact bone and implant and that in turn this is not an invasive method and predictable as the Osstell Mentor®.

Implant Stability

Implant can be defined as the absence of clinic mobility. The stability of the implant depends directly on the mechanical connection between the surface of the implant and the bone that surrounds it, being crucial to the success of the treatment.

How to measured the implant stability?

One of the goals of implantology, especially for the clinicians is to know when an implant is prepared for the prosthodontic rehabilitation phases. An attempt has been made to predict with different methods the success or failure of treatment. One of the methods to measure the coefficient of implant stability is the Osstell®, method described by Meredith 1996, that through the analysis of resonance frequency (RFA) by a small transducer screwed to the implant is stimulated by frequencies. The analysis of the

resonance frequency, allows us to obtain through ISQ (implant stability quotient) units changes in the implant stability during the different periods of bone healing and gives us information about the BIC (bone-implant contact) even when these are loaded. The studies showed an augmentation in the RFA values during wound healing, these increases, in the stability coefficient, are attributed to the increase of the anchorage of the bone with the implant. Therefore changes in the RFA transmits to us changes in the BIC. It consists in a “shaped like L” transducer that is screwed to the implant with a 10 Ncm torque perpendicular to the bone ridge, could not touch nor adjacent teeth, soft tissue, causing a bending force on the implant that mimics the clinical loading.

Patients and methods

The aim of this study was to value the levels of dental implants stability at different times of bone healing, for which a total of 86 dental implants were placed on patients, the type of them are detailed below:

- 47 dental implants Taper Screw vent (TSV) Zimmer Dental®. on 18 patients, of whom 11 are women and 7 men.
- 21 Dental implants Screw Line (SL) Camlog Biotechnologies ®" on 8 patients, of whom 3 were women and 5 men.
- 15 Implants Internal Hexagon (HI) Avinent® on 8 Patients, of whom 4 were women and 3 men.

All the patients in this study were treated in Badal's School clinics, during the course of “Expert in basic and advanced implantology” and the “Course of tissue regeneration”, own title of Expert dependent from the Polytechnic University of Valencia and in the Mississippi University Institution (Madrid), in the Implantology, Periodontics and Oral Surgery Master, Title own dependent from the University of Alcalá de Henares.

In the first visit, the patients filled a complete medical history prior to the oral examination carried out by teachers to reject those patients without

dental absences. Those with dental absences were asked to participate in the present study, and must complete a specific consented form.

To those patients susceptible to implants a panoramic X-Ray was done for primary assessment, to determine the amount of bone remaining, as it was an exclusion criteria those patients that needed additional surgeries for the placement of the implants.

The second appointment, was for the photographic studio and the patients carried an analytical that were asked for in the previous appointment. The photographic record consists in extraoral and intraoral photographs as well as the CPITN, to determine if they need periodontal treatment prior to surgery, patients must be in a healthy periodontal status. Also, we infiltrate anesthesia in the edentulous area with an infiltrative technique, using lidocaine 2% Normon® to determine the gum width, because a fine biotype, less than 3mm, would be excluded from the study.

All those patients that needed periodontal treatment, are dated for a periodontal study including periapical X Rays, plaque index and tartrectomy. A week later they are called for a new appointment to reevaluate the periodontal status, to measure the periodontal pockets. Patients with periodontal pockets over 4 mm. returned for scaling and root planing. If in the following periodontal assessment, the pockets have not forwarded, the patient will be excluded of the study and in the cases of remission of the pockets will proceed to the next step, which is alginate impressions (Xantalgin®) to manufacture work and study casts that are carried out in plaster type IV silky-rock violet (Whip Mix®), in order to make the transfer to an articulator, which in this study is the Quick Master®. This transfer on the articulator will serve us to perform the diagnostic wax in the edentulous gaps and made able to duplicate it to manufacture the surgical-radiological splint that will be necessary for the radiological study.

Radiological Study and selection of the implant.

For this step we need, the Dental-Scan and some implants templates to determine the availability of the patient bone and choose the implant size, narrow, medium and wide diameters and short and long lengths.

Surgery

All patients were infiltrated with anesthesia Lidocaine 2% Normon®. A supracrestal incision was made, because there are more than 2mm of keratinized gingiva from the medial line of the ridge to the mucogingiva line, with the scalpel blade #11. The dissection is performed with a Molt® periosteotome. Each osteotomy of the implants TSV, SL and HI are made according to the instructions given by each trademark, using an irrigation implant contraangle recommended also by the trademark as well as the insertion torque of the implant. All implants were inserted on crestal level of the bone ridge. Before placing the locking screw and suturing, we measured the stability coefficient with Osstell Mentor®.

Second stage surgery

At this point is when we take the 2nd measure of the stability of the implant. As in the surgery the patient is infiltrated with anesthetic lidocaine 2%. The incision is mediocrestal with the scalpel blade #11 and the dissection of the flap is done with the Molt periosteotome. With the key of 1.25 mm of each trademark is removed the locking screw of the implant, and we used to measure the stability coefficient. To finish is screwed onto the healing abutment and stitched with simple point with silk of 3/0.

Prosthetic Phase

Three weeks after the second surgical phase we began to make the prosthesis. We made the impressions with the indirect technique, each type of implant has its own impression posts. These are sent to the laboratory to prepare the abutments and thus be able to test them in the mouth. Once the abutments are positioned correctly the next step is the manufacturing of

metal structure, if this test is correct we proceed to test the aesthetics and later finished the prosthesis. This is cemented with a temporary cement based of Eugenol called Temp Bond®.

Stability coefficient.

The coefficient of implant stability is measured by the Osstell Mentor® through the analysis of the frequency. It consists of a transducer called Smartpeg which is screwed onto the implant manually with a force of 10N by a plastic transfer that adapts to the internal hexagonal connection of the implant. Once bolted on, we measure it with the Osstell Mentor perpendicular to the Smartpeg. When the measure is completed, the Osstell beeps and appears on the LED display a numeric value, whose unit of measure is called ISQ. The number of measurement are three, at the time of the placement of the implant, during the second stage surgery and after three months of placed the final prosthesis.

Conclusions

- In terms of the diameter, this parameter is determinant when we talk about narrow implants TSV.
- The length is not a determinant factor in the stability of the implants.
- You get greater stability coefficient in the implants placed in the jaw than in the upper maxilla.
- In regard to bone density, the greater stability coefficient is obtained in bone quality 1, being statistically significant with respect to qualities bone type 3 and 4.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
1. Antecedentes históricos	1
2. Implantes en una sola fase quirúrgica.	2
3. Implantes en dos fases quirúrgicas.	3
4. Implantes postextracción.	4
5. Tipos de cargas.	6
5.1. Carga tardía.	6
5.2. Carga temprana o precoz.	7
5.3. Carga inmediata.	7
6. Diseño microscópico y macroscópico de los implantes dentales.	9
6.1. Características microscópicas: Superficies	9
I. Superficie mecanizada.	9
II. Superficies rugosas.	10
6.2. Características macroscópicas.	15
6.2.1 Diseño del cuerpo del implante	15
6.2.2. Tipos de conexiones.	16
6.2.3. Diseño del cuello del implante	19
6.2.4. Diseño de la plataforma	21
7. Osteointegración.	22
7.1. Mecanismo de Osteointegración.	22
7.2. Ultraestructura de la Osteointegración.	24
7.3. Factores que influyen en la osteointegración.	25
7.4. ¿Cómo medimos la osteointegración del implante?	29
7.4.1. Análisis histológicos.	30
7.4.2. Torque de desinserción.	30
7.4.3. Análisis radiográfico.	31
7.4.4. Test de percusión.	32
7.4.5. Oscilación de la onda de percusión.	33
8. ¿Qué es la estabilidad del implante?	33
8.1. Factores que modifican la estabilidad del implante.	35
8.1.1. Densidad ósea.	35
8.1.2. Disponibilidad ósea.	38
8.2. ¿Cómo calculamos la estabilidad del implante?	39
8.2.1. Métodos no invasivos.	40

HIPÓTESIS	46
• Justificación de la línea de investigación.	46
• Hipótesis de trabajo.	47
OBJETIVOS	48
Objetivo nº1. Comparar si la longitud de los implantes tiene influencia en la estabilidad entre los diferentes implantes utilizados en los diferentes momentos de la cicatrización.	52
Objetivo nº 2. Comparar si la discrepancia entre diámetro corporal y coronal de los implantes dentales tiene influencia en la estabilidad en los diferentes momentos de la cicatrización.	60
Objetivo nº3. Comparar si los diámetros corporales de los implantes tienen influencia en la estabilidad entre los distintos tipos de implantes utilizados, en los diferentes momentos de la cicatrización.	63
Objetivo nº4. Comparar si la diferencia de cuello pulido versus cuello tratado de los implantes tiene influencia en la estabilidad entre los diferentes implantes utilizados en los diferentes momentos de la cicatrización.	67
Objetivo nº5. Comparación de los tres sistemas de implantes según diseño de espira independiente del cuello, diámetro del cuerpo, diámetro coronal y longitud del implante.	71
Objetivo nº6. Determinar si hay diferencias significativas entre los distintos implantes en un tipo de hueso determinado.	76
Objetivo nº7. Saber si existen diferencias entre los implantes de iguales características en distintos tipos de hueso.	80
Objetivo nº8. Saber si existen diferencias entre los implantes colocados en maxilar superior y maxilar inferior.	86
PACIENTES Y MÉTODOS	88
1. Selección del paciente	89
1.1. Historia clínica y Consentimiento informado: Día 1º.	89
1.2. Analítica y Estudio fotográfico. Día2º	91
1.3. Estudio periodontal y radiográfico en pacientes con NT2 y NT3. Día 1 periodontal.	103
1.4. Fase desinflamatoria de pacientes Periodontales: Día 2 periodontal.	108
1.5. Reevaluación de pacientes periodontales. Raspado y Alisado Radicular (RAR): Día 3 periodontal.	109
1.6. Raspado y alisado radicular 2ª fase. Día 4a y 4b periodontal.	111
1.7. Reevaluación periodontal después de la fase desinflamatoria: Día 5 Periodontal.	112

1.8. Estudio y planificación de implantes: Toma de impresiones y confección del modelo de estudio y del modelo de trabajo. Día 6.	112
1.9. Transferencia craneomaxilar, Montaje en articulador y realización de la férula radiológico-quirúrgica; Día7.	114
1.10. Ajuste y entrega de la férula radiológico-quirúrgica al paciente. Día 8.	142
2. Selección del paciente.	155
2.1. Recepción del Dental-Scan por parte del operador; Día 9.	155
2.1.1. Selección del implante.	166
2.2. Consentimiento informado; Profilaxis antibiótica y Adjudicación de los implantes. Día 10	173
3. Cirugía.	180
3.1. Técnica quirúrgica. Día 11.	180
3.1.1. Descripción de la Técnica quirúrgica.	180
3.1.2. Tomas de registros de la estabilidad inmediata. Toma 1.	191
3.2. Retirada de sutura; Día 12.	196
3.3. 2ª Fase quirúrgica. 4 meses desde la cirugía, 2ª medida de coeficiente de estabilidad. Día 13.	197
3.3.1. Cirugía a colgajo sin desplazamiento de tejidos.	197
3.3.2. Tomas de registros de la estabilidad del implante. Toma 2	198
3.4. Retirada de sutura. Revisión de los tejidos blandos; Día 14.	200
4. Fase protésica.	201
4.1. Toma de impresión para la confección de la prótesis definitiva. Día 15.	201
4.2. Remontaje de articulador de los modelos con los análogos. Día 16.	207
4.3. Paciente con rehabilitaciones completas. Día 17.	208
4.4. Prueba de pilares. Día 18.	210
4.5. Prueba de metal. Día 19.	214
4.6. Prueba estética de las prótesis definitivas. Día20.	215
4.7. Colocación de la prótesis definitiva. Día 21.	216
4.8. Tercera medida de Coeficiente de estabilidad. Día 22.	217
5. Seguimiento postquirúrgico.	220
6. Obtención de datos.	221
7. Situación Actual de los implantes.	226
8. Criterios de inclusión.	226
9. Criterios de exclusión.	227
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.	228
RESULTADOS.	232

DISCUSIÓN.	314
CONCLUSIONES.	356
BIBLIOGRAFÍA.	348

Introducción

La pérdida de un diente puede producir en algunos pacientes problemas, desde funcionales como la dificultad para masticar o psicológicos debido a las alteraciones estéticas.[1] La rehabilitación oral con implantes dentales, es una vía de tratamiento desde hace mas de dos décadas[2]. Una de las principales preocupaciones del clínico es saber en qué momento del tratamiento se puede conectar el implante al pilar protésico para la rehabilitación, aunque la primera predicción de la relación hueso implante es durante la cirugía, evaluando la calidad ósea, este es un método totalmente subjetivo, por lo tanto necesitamos algún método con el que cuantificar de forma objetiva el contacto hueso e implante y que a su vez este no sea un método invasivo y predecible como el Osstell Mentor®[3].

1. Antecedentes históricos

Desde los Etruscos hace 2500 años, se ha intentado reponer los dientes ausentes, implantando sus sustitutos directamente en el hueso[4] [5] (*Fig.1*). Los implantes fueron un fracaso debido a la no biocompatibilidad de los materiales hasta 1965, que Brånemark consiguió la osteointegración del titanio al hueso[5]. Estos implantes dentales fueron utilizados únicamente para pacientes desdentados totales, en la actualidad desde hace años también se utilizan en pacientes desdentados parciales o la ausencia de un único diente[6, 7]. La técnica de implantes descrita por Branemark ha sido



Fig. 1. Diferentes diseños de implantes, desde los primeros que eran de superficie maquinada hasta los actuales de superficie tratadas.

Introducción

utilizada como procedimiento estandarizado desde 1971. El implante original era de 10 mm de largo y 3.75mm de ancho, con un diseño que todavía se utiliza en la actualidad. [8]. En los últimos 30 años los implantes dentales se han convertido en un tratamiento bien aceptado y bien documentado científicamente para la rehabilitación oral en pacientes total y parcialmente desdentado.[9] . El protocolo propuesto por Brånemark en 1969 es una técnica quirúrgica en dos fases. El implante es colocado en el hueso y completamente cubierto por la mucosa oral, durante 6 meses en maxilar superior y 4 meses en maxilar inferior evitando así, durante el periodo de osteointegración, estén los implantes libres de cargas y posible contaminación.[1]

2. Implantes en una sola fase quirúrgica[10]

Debido a la exigencia por parte de los pacientes de acortar los tiempos del tratamiento, la investigación clínica se centra en acortar los tiempo y en técnicas quirúrgicas menos agresivas [11]. Los implantes en una sola fase quirúrgica, significa que el implante sobresale inmediatamente después de colocado de los tejidos blando estando en contacto con el medio oral.[12] en muchas ocasiones esto se confunde con el término de carga inmediata que es someter al implante a cargas oclusales inmediatamente después de colocar



Fig.2. Implantes en una sola fase quirúrgica, colocando los pilares de cicatrización. En el momento de la cirugía.

el implante. Se coloca el implante y pilar de cicatrización en el mismo acto quirúrgico evitando así una segunda cirugía para comunicar el implante con el medio oral. [12] Muchos estudios han descrito que la osteointegración también se produce siguiendo este protocolo ya que estudios como el de Giovanni y cols. [13] en perros beagles, no encontraron diferencias

significativas en los tejidos duros y blandos con respecto a los implantes en dos fases [14]. (Fig.2)

Aunque hemos especificado que implante en una sola fase quirúrgica no significa que estén sometidos a carga inmediata, estos están dentro de este grupo, en cambio, en vez de poner un pilar de cicatrización, colocamos una prótesis provisional. Hoy día cada vez está más común dicho tratamiento, sobre todo en las zonas donde esté comprometida la

estética. Para realizar la carga inmediata bien podemos utilizar un implante convencional y colocar un pilar con la corona o bien utilizar implantes de una sola pieza denominados comúnmente “One-piece”[15] facilitando la cicatrización de los tejidos blandos con la forma anatómica de la corona definitiva, además al ser en una sola pieza desaparece el problema del aflojamiento del pilar [16], con el riesgo de fracturar el tornillo pasante, así como la filtración bacteriana entre el pilar y el implante disminuyendo la pérdida crestal ósea[17]. (Fig.3).



Fig. 3: Implantes One-piece® de Zimmer dental.

3. Implantes en dos fases quirúrgicas.

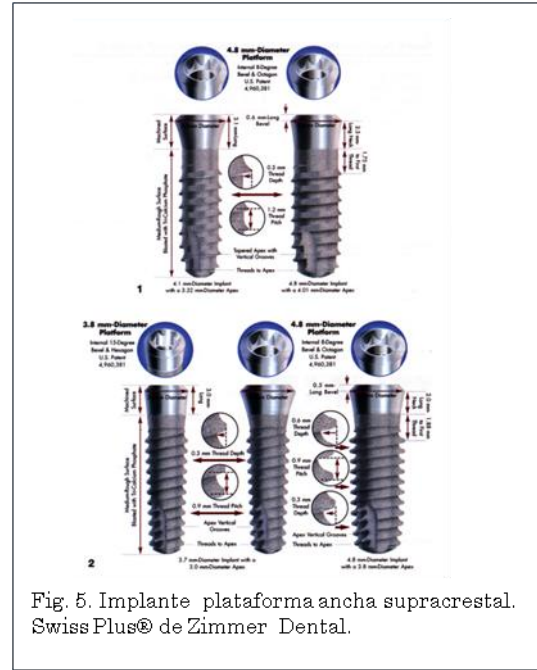
Protocolo descrito por Brånemark con un periodo de cicatrización de 4 meses en mandíbula y 6 meses en maxilar superior.[11, 18] El objetivo era evitar la contaminación del lecho implantario [19] y los micromovimientos para que el implante no se encapsulase con



Fig. 4. Colocación del implante según los tiempos de Cicatrización descritos por el profesor Brånemark.

Introducción

tejido blando [11, 20] (Fig.4). Una vez pasado este periodo de tiempo se somete al paciente a una segunda cirugía con la finalidad de conectar el implante a un pilar de cicatrización teniendo que espera posteriormente para que cicatricen los tejidos blandos antes de comenzar con la fabricación de la prótesis.[21] Con esta técnica quirúrgica, con respecto a la estabilidad de la cresta ósea alrededor del implante se ha visto que durante el



primer año tras la carga protésica, hay una remodelación ósea con un pérdida de 1, 5 a 2mm de altura alrededor de los implantes. Se han desarrollado algunas teoría sobre esta pérdida ósea, como son , o por sobrecarga en los componentes protésicos o bien por la existencia de un microgap produciendo micromovimientos del pilar o microfiltraciones bacterianas dando lugar a la inflamación de los tejidos periimplantarios.[22, 23] Para evitar que el acumulo de bacterias se concentre en el borde de la unión Implante-pilar y esté en contacto con el borde óseo, se modifiko la plataforma denominada “switching platform”, se aumenta la plataforma del implante quedando esta supracrestal, por lo tanto dicha concentración bacteriana no está con contacto directo con el hueso. (Fig.5) [22]. Normalmente cuando se utilizan implantes en una sola fase quirúrgica estos suelen tener la plataforma más ancha que el cuerpo del implante, quedando siempre por encima de la cresta ósea en contacto directo con los tejidos blandos [24].

4. Implantes postextracción [25-27].

La colocación de los implantes inmediatamente después de la extracción de un diente ha sido investigado [28] y en estudios histológicos no se han encontrado diferencias en cuanto a la osteointegración con los implantes

Introducción

colocados posteriormente a la extracción dental[29], cuando se empezó a realizar implantes postextracción, los resultados obtenidos eran muy desiguales, debido a la falta de comprensión de los principios biológicos y mecánicos que se conocen en la actualidad[30]. La presencia de un gap inicial entre el implante y la cortical ósea, se solventa con la colocación de hueso particulado [31] y membrana de colágeno [32, 33] , siempre que este espacio sea mayor de 1 mm[19], ya que a medida que aumenta el espacio entre el implante y la cortical disminuye el BIC.



Por ello es necesario colocar un implante con diámetro y longitud adecuada a cada alveolo, para ello antes de la extracción debemos conocer las dimensiones de dicho alveolo, así nos aseguramos que evitamos en lo posible el gap entre hueso e implante y que este tenga, una vez colocado en el alveolo una correcta estabilidad. La longitud adecuada para el lecho óseo debe sobrepasar al menos 3 mm el ápice del alveolo, así como colocar este 2 mm por debajo del reborde óseo para así evitar la exposición del implante tras el remodelado óseo, que es aproximadamente de 2 mm después de 6 meses. Aunque cada vez, esta técnica está más generalizada, sigue habiendo pocos estudios, pero autores como Glauser y cols.,[34] obtuvieron mejores resultados en implantes postextracción que en implantes colocados en zonas donde las extracciones se habían realizado al menos 3 meses antes.

(Fig.6).

Después de la extracción el hueso sufre una gran remodelación ósea[35]



corona implante o cirugías complementarias para regenerar hueso.

5. Tipos de cargas.

Aunque la intervención en dos fases que propuso Brånemark y cols. en 1960[38] sigue siendo el procedimiento más generalizado y fiable para la correcta osteointegración de los implantes orales los procedimiento de carga temprana o inmediata también se obtienen resultados satisfactorios con la ventaja de reducir tanto el tiempo de trabajo como someter al paciente a una 2ª cirugía.

5.1.1. Carga tardía: El implante es sometido a cargas oclusales pasadas de 4 a 6 meses después de haber sido colocados los implantes[12]. Para justificar esta carga, se habla de los micromovimientos a los que estarían sometidos los implantes durante el periodo de cicatrización, pudiendo ocasionar sobrecarga después de la cirugía, perjudicando así la remodelación ósea. Roberts y cols. 1993.

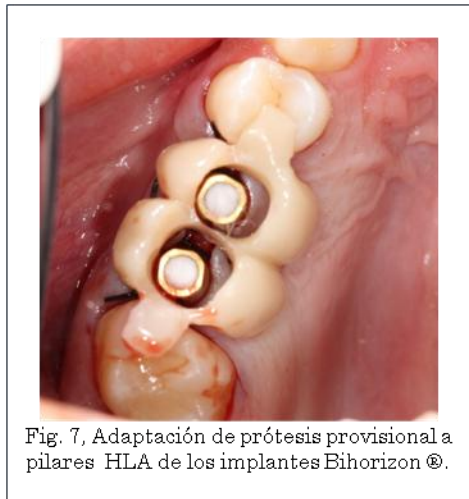
5.2. Carga temprana o precoz:

Apareció como una nueva propuesta terapéutica, que intenta responder a los deseos de acortamiento del tiempo que nos demandan los pacientes, siendo una alternativa que mejora los resultados de carga inmediata. Realizamos la prótesis con contactos oclusales pasada 1 o 2 semanas de la cirugía[12]. Una vez finalizada la cirugía al paciente se le toman impresiones para la confección de la prótesis

provisional, si es para prótesis fija o bien para la realización de la prótesis definitiva si ésta es una prótesis removible.

5.3. Carga inmediata:

Tradicionalmente, para disminuir el riesgo de fracaso de la osteointegración, teníamos que esperar entre tres y cuatro meses en mandíbula y seis en maxilar superior, para someter a los implantes a cargas oclusales[39], por lo que el paciente debía llevar una prótesis removible durante el dicho periodo, sin embargo, la carga inmediata de implantes dentales, es hoy en día, una práctica habitual [40], basada en estudios longitudinales como el realizado en 1990 por



Schnitman y cols.[41]. Esta carga consiste, que en el momento de la colocación del implantes, rehabilitamos al paciente, mediante una prótesis provisional que llevará durante el periodo de cicatrización[42] y en relación céntrica[43]. Inicialmente, la carga inmediata solo se realizaba cuando los implantes eran colocados en la

zona intermentoniana del maxilar inferior debido a la buena calidad ósea de esta zona anatómica y para sobredentaduras[44], pero en la actualidad se realiza tanto en maxilar superior como inferior, para sobredentaduras como para prótesis fija[41] debido a los diseños actuales de implantes. Un punto importante a tener en cuenta, es el concepto real de la carga inmediata, que denominamos “Carga oclusal inmediata o carga inmediata funcional” a diferencia de la “carga inmediata no funcional”[45], ya que son dos términos que se confunden habitualmente. El desarrollo de nuevos diseños de implantes[46], y los buenos resultados obtenidos en rehabilitaciones mandibulares [47], han permitido acortar los tiempos de espera a la

Introducción

hora de hacer la rehabilitación protésico, pudiendo realizar la carga inmediata[48] aunque en maxilar superior aún hay poco estudios que nos aseguren el éxito del tratamiento[49]. Las principales ventajas sobre la técnica convencional descrita por Brånemark es la rehabilitación de la estética, factores psicológicos del paciente, así como evitar hacer una segunda cirugía, pero tiene como inconveniente la mayor probabilidad de fracaso del tratamientos.[12], sobre todo cuando se realiza en maxilar posterior[50] , estos fracasos según Brunski y cols. también se producía, sobre todo en el pasado por someter al implantes a micromovimientos mayores a 100 μ m, interponiéndose una capa fibrosa entra la superficie del implante y el hueso [51, 52]. (*Fig. 7 y Fig.8*)

- Factores determinantes de la carga inmediata [53]:
- Técnica quirúrgica.
- Estabilidad del implante; debe ser entre 50 o 60 ISQ.
- Calidad y cantidad ósea.
- Diseño macroscópico del implante.
- Diseño microscópico del implante.

En la actualidad también nos encontramos con técnicas quirúrgicas denominadas “Cirugía mínimamente invasiva”, que nos permite mediante una guías quirúrgicas posicionadas en los maxilares, con las perforaciones correspondientes a la localización y orientación de cada implante, que ya viene determinada mediante software (*Fig.9 y Fig.10*) .Esta férula nos permite realizar grandes rehabilitaciones, evitando el riesgo de que la férula se mueva durante la cirugía, así facilitando posteriormente la adaptación de los provisionales o prótesis completa en boca. Además nos evita tomar impresiones intraoperatorias, ya que la posición y angulación de los implantes está preestablecido, así como disminuir el tiempo en el sillón dental inmediatamente después de la cirugía[52, 54].

6- Características macroscópicas y microscópicas de los implantes dentales.

La superficie de los implantes dentales afecta tanto a los tejidos blandos como al hueso durante la cicatrización de la herida y la osteointegración, [55] sin embargo no son tan determinantes para la estabilidad inicial del implante[56],

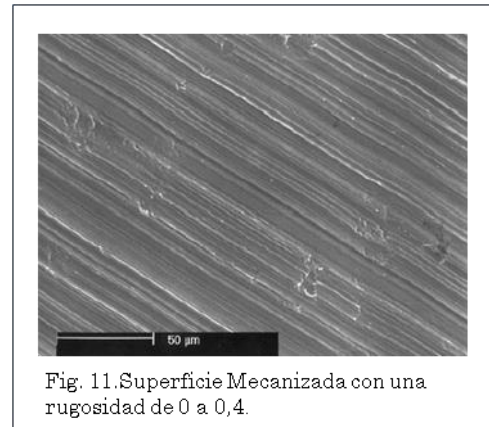


Fig. 11. Superficie Mecanizada con una rugosidad de 0 a 0,4.

pero si para la estabilidad secundaria. Durante años se ha intentado aumentar la superficie implante-hueso para mejorar la resistencia mecánica de los implantes y así alargar la vida de estos, así como mejorar sus propiedades físicas y químicas[57]. Para ello se han realizado multitud de diseños tanto a nivel macroscópico como microscópico como es la rugosidad de la superficie [58-60].

6.1 Características microscópicas: Superficies

La dificultad del diseño de la superficie estriba en determinar el grado de rugosidad, ya que si los cráteres creados son muy grandes, tendrán un efecto cueva que hará que se forme una interfase de tejido blando, obteniendo mejores resultados los implantes que se le impactaron partículas de 25µm que los implantes a los que se les impactaron partículas de 250 µm que tienen menos porcentaje de contacto entre hueso e implante.[58]

6.1.1. Superficie Mecanizada

La superficie de implantes mecanizada, están preparados para una textura uniforme de la superficie, pero su



Fig. 9



Fig. 10

Fig. 9 y 10. Férula quirúrgica diseñada mediante Software con los ejes de entrada de la fresa. Osteotomía a través de los ejes de la férula.

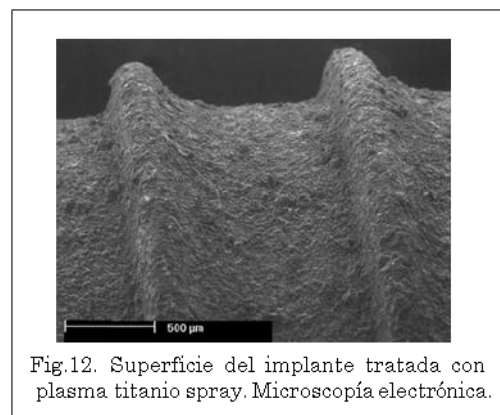
Introducción

rugosidad puede variar según el grado de titanio utilizado, así como la forma y la nitidez de los instrumentos de corte y los procedimientos usados para la fabricación. Teniendo como rugosidad media de superficie a partir de ahora (S_a) desde 0.5 a 1 μm . [55]. El principal problema de los implantes con superficie mecanizada es que la proliferación de los fibroblastos es más rápida que la de los osteoblastos, dando lugar a una encapsulación de los implantes con tejido fibroso[61] consiguiendo así un bajo grado de osteointegración.[62] (Fig.11)

6.1.2. Superficies Rugosas [63]

El éxito de los implantes de Ti está bien documentado, pero modificando su superficie se puede conseguir acelerar el proceso de osteointegración de los implantes y mejorar la formación de hueso.[64, 65] Otro de los objetivos con el tratamiento de la superficie de los implantes es conseguir aumentar la superficie de éstos para[62] aumentar la superficie de contacto hueso-implante (BIC) y favorecer la migración de células indiferenciadas en toda la superficie del implante y maximizar la formación de hueso nuevo[66], las superficies mecanizadas se empezaron a tratar con ácidos como el ácido clorhídrico, ácido sulfúrico y ácido nítrico, así como abrasiones con partículas como el óxido de aluminio, consiguiendo S_a de 2.1 μm y 3.2 μm . [55] No quedando demostrado que los implantes de superficie rugosa tengan mayor supervivencia a largo plazo que los de superficie mecanizada.[67]

- a. *Granallado y grabado ácido:* La superficie del implante es tratada mediante un chorro de arena de tamaño entre 250 y 500 μm y posteriormente sometidos a grabado ácido con Ácido clorhídrico HCL y ácido sulfúrico H_2SO_4 y posteriormente sometidos



Introducción

a baños de agua desionizada para la eliminación de los residuos producidos durante el proceso. La superficie se caracteriza por la topografía creada por el chorro de arena y el proceso de grabado ácido creando una rugosidad de Sa 3.3 μm [55]. ITI® SLA® y Strauman®. Perfilometría de Ra: 2 Distancia entre picos S= 12[9].

b. *Superficie TPS*: Esta técnica consiste en calentar el metal hasta un estado de plasma y aplicarlo sobre la superficie (Fig.12). Esta técnica multiplica por 6 la superficie del implante creando unas rugosidades entre 30 y 50 μm de profundidad mejorando la microrretención.[66]

c. *Superficie tratada plasma de partículas de titanio*; Casas comerciales como Zimmer dental. Previo al tratamiento con la técnica TPS, el implante es sometido a un granallado con partículas de óxido de Aluminio (Al_2O_3). Consiguiendo una rugosidad media de Sa 3.6 a 9.9 μm [55]

d. *Superficie MTX (Microtextured)*. Implantes cónicos TSV de Zimmer dental. Superficie rugosa mediante el granallado con Hidroxiapatita y de forma secuencial lavado con ácido nítrico y baños de agua destilada para la eliminación de los residuos producidos por el granallado. El resultado es una superficie bastante uniforme con una rugosidad media de Sa 3.3 μm . [55]

e. *Superficie rugosa por Oxidación Anódica* (MKIII TiUnite, Nobel Biocare, Yorba Linda) (Fig.13).

Superficie tratada mediante un proceso de Oxidación anódica con un espesor que oscila entre 1 a 10 μm . Tiene numerosos poros de distintos tamaños con una rugosidad media de Sa 3.14 μm y diámetro de 1 a 2 μm [55, 68].

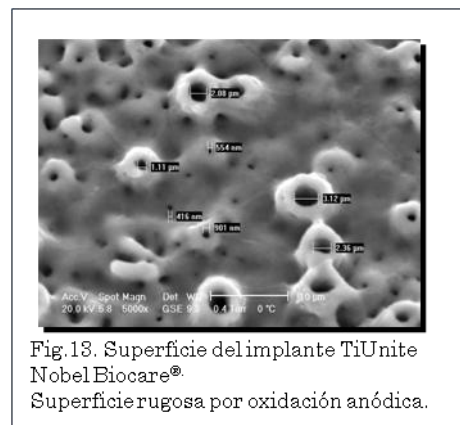


Fig.13. Superficie del implante TiUnite Nobel Biocare®. Superficie rugosa por oxidación anódica.

f. *Superficie grabado Ácido*: Superficie *Osseotite*[9]. Superficie de rugosidad media tratada con HCL y

Introducción

H₂SO₄. Microporos de 1 a micras producidas por el grabado ácido. Ra =1,3 μm, Distancia entre picos S= 15 μm y Sa de 1.8 μm[55]

- g. *Hidroxiapatita*[55, 69] Es otro método utilizado en la industria para mejorar la superficie del implante. Esta cerámica muestran



una alta biocompatibilidad utilizándose con éxito en el recubrimiento de los implantes de titanio[66] (Fig.14). El objetivo es la aceleración de la formación de hueso y mejorar la unión entre el titanio y el hueso con HA es beneficioso ya que promueva la osteointegración, pero también se sabe que la degradación de la capa de HA produce resultados desfavorables[64]. Este inconveniente se ha intentado solucionar a través del uso de una técnica sólido-gel para producir una delgada capa de un espesor aproximado de 1μm, pudiendo tener unas propiedades biomiméticas y osteoconductivas. Esto permite que el hueso crezca de forma más rápidamente en el titanio después de la reabsorción de la HA.

- h. *Nuevas tendencias.* El recubrimiento de los implantes utilizando componentes biológicos representa una aproximación para influir en el proceso de osteointegración y mejorar la estabilidad del implante[70]. Se han realizado muchos estudios para revestir las superficies de los implantes con biomateriales con sustancias biológicamente activas tales como proteínas morfogenéticas óseas, colágeno, fibronectina o péptidos relacionados con la adhesión de las células para mejorar la interfase hueso implante[71]. También se han estudiado otros revestimientos de matriz extracelular del hueso, ya sea de forma inorgánica como la hidroxiapatita u orgánica como las proteínas del hueso. La inmovilización de las moléculas de adhesión celular en la superficie del implantes es uno de los enfoques que se le ha dado a este tema, muchos estudios sugieren que las células juegan un

Introducción

papel dominante en la proliferación y diferenciación óseo. Superficies recubiertas de péptidos como la arginina-glicina y ácido aspártico aumentan la adhesión de los osteoblastos y su posterior proliferación.[71]

El principal componentes es el colágeno tipo I. Los estudios han mostrado resultados favorables de las superficies recubiertas con colágeno tipo I, en cuanto a la adhesión celular y la expresión de la proteína.[72] Los implantes recubiertos con colágeno tipo I y enriquecidos con Sulfato de condroitina presentan un mayor contacto Hueso-Implantes que los implantes tratados únicamente con colágeno tipo I. [72]

i. *Superficies tratadas con colágeno tipo 1 y sulfato de condroitina.* [72]

Los implantes recubiertos con colágeno tipo I y enriquecidos con Sulfato de condroitina presentan un mayor contacto Hueso-Implantes que los implantes tratados únicamente con colágeno tipo I. La obtención del colágeno tipo uno se realiza de piel de origen animal, el colágeno se disuelve 4mg/ml en 10mM de ácido acético durante 12 horas a 41°C. La solución de colágeno se mezcla en hielo a igual volumen y se neutraliza con fibrillogénesis con fosfato de sodio a PH 7.0 durante 24 horas. A la fibrillogénesis se añade el sulfato de condroitina 500µg/ml y el gel resultante se centrifuga durante 15 minutos. Una vez terminado el proceso se introducen los implantes en la suspensión a 251° durante 5mintuos en un horno de aire seco. Este proceso se repite dos veces y posteriormente se lava con agua destilad y se esteriliza con óxido de etileno a 421°C durante 12 horas.

La morfología de la superficie determinada por microscopía electrónica, se observa una fina capa de colágeno recubriendo la superficie del implante.

j. *HA y CaP*[69]: El recubrimiento de los implantes dental con estos dos elementos produce una aceleración de la formación de hueso alrededor del titanio. (Fig.15). La cristalinidad del CaP y los

Introducción

recubrimientos de HA son esenciales para la biocompatibilidad y el rendimiento temprano en comparación con los implantes no tratados. Overgaard y cols. determinaron con un recubrimiento de HA en implantes de titanio con un 50% de cristalinidad tienen una mayor fijación mecánica en comparación con recubrimiento del 75% de HA después de 16 semanas.

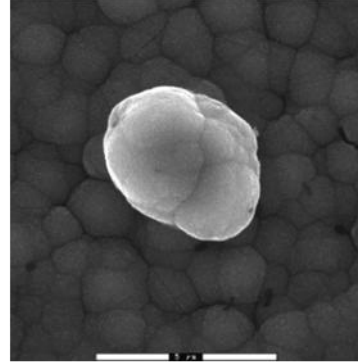


Fig.15. Precipitación del fosfato cálcico en contacto con el titanio formado apatita.

- k. *Tratamiento de superficie con Iones de Flúor* [73] (Fig.16): Recientemente se han ido incorporando en el mercado implantes con la superficie recubierta de iones de flúor. En comparación con implante con superficie chorreado de arena de partículas de dióxido de titanio, hay un aumento de la rugosidad en las superficies FTB, necesitan mayor torque de desinserción del lecho óseo, se produce una aceleración de la formación de hueso, según Ellingsen in 1995, descubrió que esta aceleración es 3 o 4 veces mayor que en implantes no tratados [74, 75] y un incremento de las propiedades trombogénicas.
- l. *Factor de crecimiento 4 Fibroblastos*: [76] (Buscar autores. Linde et al. 1995; Trippel et al. 1996; Solheim 1998; Barthold et al. 2000). La participación y el potencial de los factores de crecimiento en la reparación ósea ha sido estudiado por varios autores, la familia de los factores de crecimiento de los fibroblastos (FGF) se compone de nueve polipéptidos diferentes, que se cree juegan un papel importante en la curación de huesos y tejidos y tejidos de reparación a través.



Fig.16. Superficie Osseospeed de Astra Tech®, tratada con iones de Flúor.

Otras superficies.

Otros tratamientos de superficies con iones como el Ca, Cobalto, Neón y nitrógenos, en estudios realizados con conejos, se han conseguido una mejor respuesta del hueso como describió Hanawa en 1993 [77] y Maeztu en 2003 [78].

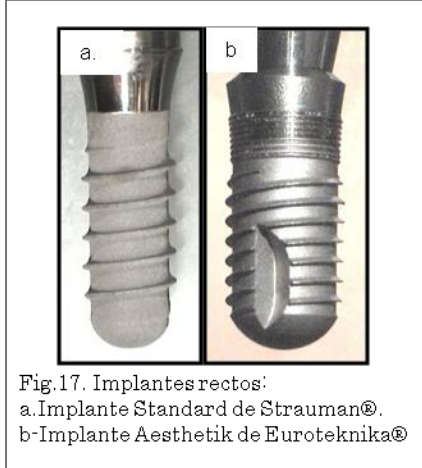


Fig.17. Implantes rectos:
a. Implante Standard de Strauman®.
b. Implante Aesthetik de Eurotekника®

6.2. Características macroscópicas [79].

Durante años no se ha tenido clara la importancia del diseño de los implantes endoóseos para conseguir una estabilidad primaria, pero en los últimos años se han diseñado numerosos modelos para mejora dicha cualidad, desde modificaciones en el diseño de la espira, el número, si son o no autorroscantes, así como el diseño de la conexión, el cuello y la anatomía.[56] En la actualidad el diseño del implante responde al enfoque de que el fallo del implante puede provenir de: la cirugía implantológica, de las complicaciones derivadas de la placa bacteriana o las condiciones de carga, sin embargo en el pasado el diseño estaba enfocado a facilitar la cirugía.

6.2.1. Diseño del cuerpo del implante

a. Implantes rectos.

Los implantes rectos, son aquellos en los que su parte coronal es igual a su porción apical, (Fig.17). Inicialmente estos implantes fueron diseñados para colocarlos de forma impactada, por lo que en toda su superficie no había espiras, con el consiguiente problema del déficit contacto entre el hueso y el implante, necesitando solventar dicho problema con el tratamiento de la superficies. En la actualidad, los implante rectos aumentan su superficie de contacto con el hueso, no solo con el tratamiento de la superficie, si no

Introducción

también con las espiras. Este diseño de implante recto, a diferencia de los implantes radiculares, no son autorroscantes, por lo tanto precisan del hacedor de rosca para ser insertados en el lecho óseo[80].

b. Implantes radiculares.

Se denominan así porque su cuerpo imita la anatomía radicular de los dientes, (Fig.18) .Con este diseño de implantes hay menos riesgo de dañar las estructuras anatómicas adyacentes al implante y de perforara la cortical vestibular, ya

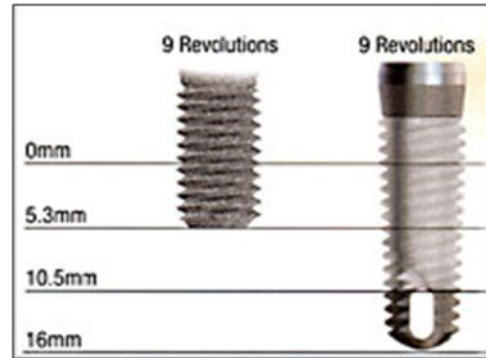


Fig.19. Implantes de simple espira y triple espira. A iguales revoluciones entra más el implante de triple espira que el de simple espira.

que el diámetro apical es menor que el diámetro coronal. Otras de sus principales propiedades es que a la hora de la inserción del implante en el lecho óseo ofrece menos resistencia, evitando así un sobrecalentamiento del hueso, así como ofrecer mayor estabilidad en el hueso esponjoso que los implantes rectos.

c. Implantes autorroscantes

Este diseño de implantes se introdujo en

1983/84, destinados a utilizar en hueso de calidad ósea blando es decir calidad D3/D4.

Este diseño de espira permite ser introducido en al osteotomía el implante sin tener que pasar el hacedor de rosca[56], lo que confiere al implante mayor estabilidad,

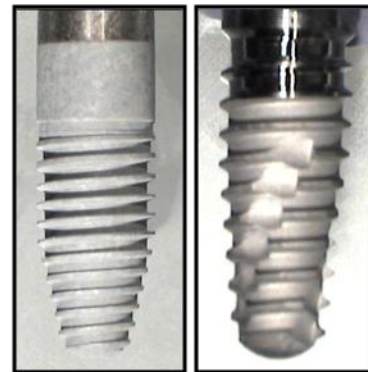


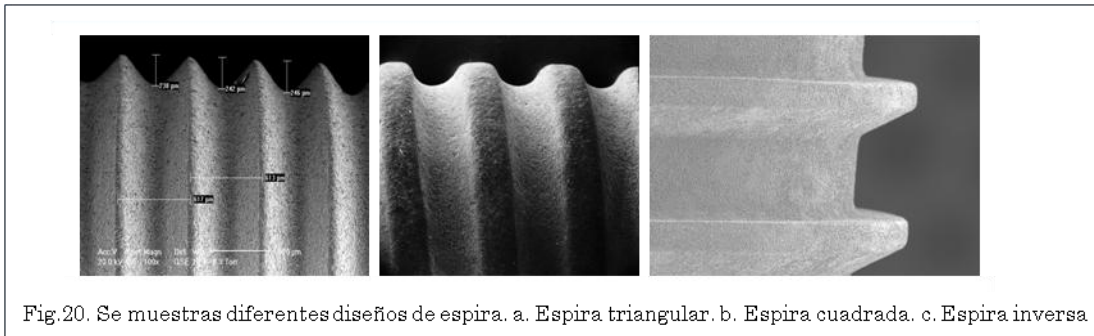
Fig.18. Implantes radiculares.
a. Implante Silhouette screw® Biolok®
b. Implante Certain® de 3i®.

ya que el mismo va labrando la rosca en el hueso.[8] También permite hacer una osteotomía 100µm más pequeña que el diámetro final del implante, de esta manera el propio implante produce una osteocompresión a lo largo de la osteotomía aumentando así la superficie de contacto entre hueso e implante

y mejorar la estabilidad, siempre y cuando la calidad ósea sea deficiente.[81] Estos implantes autorroscantes son de diseño cónico, que además mejoran el comportamiento clínico y biomecánico, ya que redirige las tensiones alejado de la cortical de la cresta ósea y transfiriendo dichas tensiones al hueso trabecular.[82] Dentro de los implantes autorroscantes encontramos implantes con una espira, doble espira y triple espira. Los implantes con doble y triple espira tienen la ventaja frente a los de una sola espira que necesitan menor tiempo a la hora de introducirlos en la osteotomía, mientras que el de una espira se introduce 0,9mm en el lecho óseo, los de doble espira se introducen 1,2 mm y los de triple espira 1,8mm, por lo tanto el tiempo quirúrgico es menor (*Fig.19*).

d. Diseño de espiras.

Varios diseños de implantes dentales se han diseñado para reducir la pérdida crestal ósea, alguno de estos diseños pueden disminuir la transferencia de cargas al hueso, evitando así también su reabsorción alrededor del implante[83]. Uno de los conceptos del diseño para mejorar, no solo la estabilidad del implante, sino también para evitar esta reabsorción ósea son las espiras del cuerpo del implante. Además las espiras aumentan la superficie del implante, por lo tanto también aumenta el área de contacto entre éste y el hueso.[84] Dependiendo del diseño de espira las fuerzas tensionales se van a concentrar en diferentes puntos del hueso. Los implantes con espiras triangulares concentran la dispersión de las cargas en los vértices exteriores de la espira dando lugar a la reabsorción ósea en esos puntos (*Fig.20*), para evitar este suceso, estaría indicado el diseño de espira sinusoidal ya que al no tener ángulos agudos, las cargas se repartirían por toda la superficie del implante.[85] Otro diseño de espira es con forma cuadrada, diseñada para soportar las fuerzas de intrusión y compresión. El diseño de espira denominado inverso, está indicado para soportar fuerzas de tracción, por lo tanto estaría indicado para cargas inmediatas [86]. (*Fig.20*)



6.2.2. Tipos de Conexiones.

En el mercado hay numerosos tipos de conexiones, que las podemos dividir en dos grandes grupos: Conexión externa e interna.

a. Conexión externa.

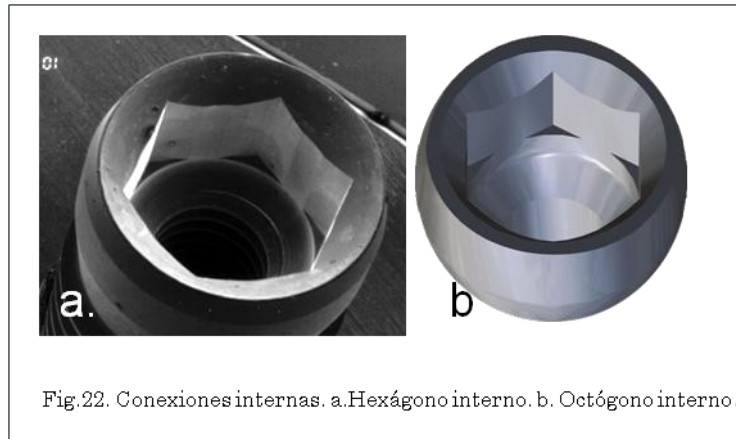
En el inicio de la implantología, esta fue la primera conexión que se fabricó, fue introducido por Brånemark. Consiste en un hexágono que sobresale de la parte más coronal del implante con una altura de 0.7mm. (Fig.21) donde va alojado el componente protésico, aunque en la actualidad sigue siendo un implante muy utilizado, la tendencia es utilizar los implantes de conexiones internas, sobre todo a la hora de rehabilitar prótesis unitarias, ya que el riesgo de aflojamiento con este tipo de conexión es mucho más elevado que con las conexiones internas.

b. Conexiones internas.

En la actualidad son las más generalizadas, al contrario que la anterior, no sobresale del implante si no que está labrada dentro del cuerpo del implante. En el mercado encontramos números modelos de conexiones



(Fig.22). Entre ellas encontramos el octógono interno, que tiene una angulación de 9° que le confiere una serie de características como son: Mejor transmisión de las fuerzas, proporciona al pilar estabilidad como para evitar los micromovimientos y gracias a su forma evitamos la acumulación de bacterias.[87]



Otra conexión es el hexágono interno, que sus paredes son paralelas entre sí, al igual que la conexión anteriormente descrita, proporcionan al pilar mayor estabilidad que la conexión externa, evitando así el aflojamiento de los aditamentos protésicos y la fractura de los tornillos que unen el pilar con el implante. También este tipo de conexión es más difícil de romper o desperfilar que la conexión externa soportando cargas de torsión de hasta 192 N, para la deformación por compresión es necesario aplicar fuerzas de 815 N. Además tiene unas ventajas frente a la conexión externa, como a menos micromovimientos de los pilares de prótesis, también hay menos infiltrado bacteriano. Uno de los principales inconvenientes de esta conexión es que la distancia entre el perfil de ésta y del pilar es tan pequeño que antes grandes fuerzas de torsión, la conexión se puede romper en su totalidad.



6.2.3. Diseño del cuello del implante.

a. Cuello pulido.

Cuando hablamos de cuello del implante nos estamos refiriendo a 1 o 2 mm de la parte más caudal del implante. Al referirnos a cuello pulido, significa que la superficie de esta no está tratada. En la

Introducción

actualidad casi todas las casa comerciales que hay en el mercado tienen implantes con cuello pulido como son TSV de Zimmer dental hasta 2010, Bihorizon, Bone level de Strauman. Una de las principales características que tiene es que a la superficie mecanizada del cuello se adaptan muy bien los tejidos blandos, así como la adhesión de la placa bacteriana, evitando así la entrada de patógenos que pueden contaminar la interfase hueso e implante pudiendo producir desde una mucositis hasta una periimplantitis, es decir infección del lecho óseo con la consecuente pérdida ósea alrededor de los implantes. Autores como Stein y col[58] obtuvieron menor pérdida ósea a lo largo de cinco años con implantes de cuello tratado que con los implantes con cuello pulido, esto es debido a que alrededor de una superficie lisa el hueso desaparece y hay una mayor proliferación de los fibroblastos alrededor de esta superficie, por ello radiográficamente se observa que hay una pérdida ósea alrededor del implantes hasta la primera espira, para evitar esta reabsorción se han empezado a desarrollar implantes con toda la superficie tratada. (Fig.23)

b. Cuello de implante tratado[58].

Durante los últimos años se han ido diseñando implante con cuello tratado, debido a la reabsorción ósea que se produce alrededor de los implantes con cuello pulido hasta la unión de la parte pulida y la parte rugosa del implante, por lo que el espacio biológico que se forma es mayor, dando lugar a mayor concentración de bacterias en el surco periimplantario con el riesgo de aumentar dicha reabsorción. Con los implantes de cuello tratado se ha conseguido disminuir el espacio biológico de 3.6 a 2.19 mm.[88] (Fig.24)



Fig.23. Cuello pulido para el mantenimiento de los tejidos blandos.

6.2.4. Diseño de la plataforma

a. Implantes de plataforma ancha.

Los implantes de plataforma ancha son una variación de la plataforma regular descrita por Brånemark conservando la anatomía original del implante. Esta plataforma permite una mayor superficie de contacto hueso-implante, permitiendo así poder colocar implantes más cortos en zonas donde la disponibilidad ósea es insuficiente como puede ser en sectores mandibulares posteriores, sobre todo por la presencia del nervio dentario inferior. Tiene como inconveniente que si tiene que haber una anchura vestíbulo lingual ancha[6]. (Fig. 25)

b. Implantes de plataforma reducida[89].

Este diseño fue introducido por 3i en implantes de gran diámetro, de 5 y 6mm en 1991, consiste en la disminución del diámetro de la plataforma, que para estos implantes está entre 0.45 mm y 0.95mm.

Debido a que una de la teoría sobre la pérdida cresta ósea es debido a que la unión implante pilar está en relación directa con el hueso y este es colonizado por las bacterias existentes en el gap, se ha desarrollado un plataforma más pequeña que el diámetro del implante, por lo tanto el diámetro de los aditamentos también es menor que el del implante, con el fin de alejar del hueso dicha unión. Se ha comprobado radiográficamente que la reabsorción sufrida por los implantes con plataforma regular ha desaparecido[90]. (Fig. 26)

Biológicamente, la explicación es la siguiente: Para la formación de un buen sellado biológico es necesario un espacio de 3mm, por lo tanto el hueso se reabsorbe hasta que el tejido blando consigue dichas dimensiones. Linde y Ericsson observaron en cortes histológicos que la cresta ósea estaba siempre alejada de la unión implante pilar 1mm, por lo tanto, en los

Introducción

implantes de plataforma reducida, al existir mayor superficie de implante expuesta, no es necesaria la reabsorción ósea para conseguir los 3mm del sellado biológico. En segundo lugar, mediante el reposicionamiento hacia dentro de la unión implante pilar y alejado del borde del implante, el proceso inflamatorio está alejado de la cresta ósea evitando así su reabsorción.



Fig.26. Implante Ocean® de Avinent con cambio de plataforma.

7- Osteointegración[18]

Se define como el contacto directo entre hueso y la superficie del implante a nivel microscópico[11]. El concepto fue introducido por Brånemark y cols.[11, 91]. Si retiramos el implante a las tres semanas de colocado nos encontramos que está cubierto por varias capas de células de tejido fibroso y un pequeño porcentaje del implante está en contacto con tejido óseo.[91] Cuando el implante se retira pasado un mes de su colocación vemos que el implante está cubierto de tejido fibroso pero se observa la existencia de trabéculas óseas en contacto directo con el implante siendo de un 20%[91] a los tres meses se ve un cambio en la interfase hueso implante siendo mayor el porcentaje de hueso en contacto directo con el implante.[91] a los seis meses ya hay un contacto hueso implante del 65% y al año del 90%[91]. (Fig.27 y 28).

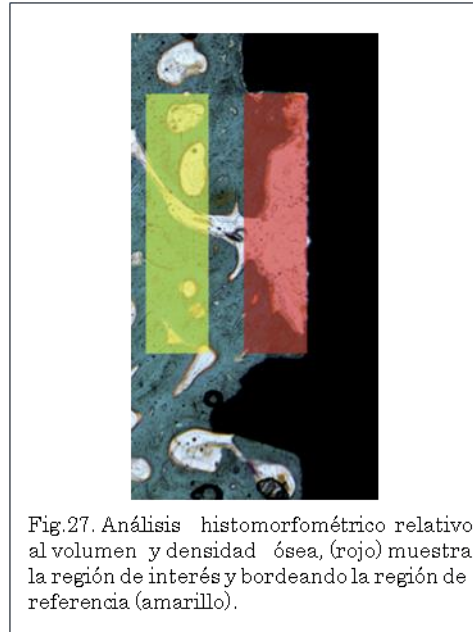


Fig.27. Análisis histomorfométrico relativo al volumen y densidad ósea, (rojo) muestra la región de interés y bordeando la región de referencia (amarillo).

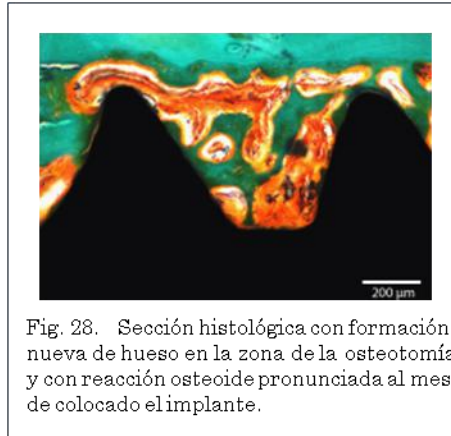
7.1. Mecanismo de Osteointegración.

El proceso de osteointegración se desarrolla en dos fases:

1. La curación primaria del hueso hay una formación ósea bien organizada

Introducción

con formación mínima de tejido de granulación; dicho tipo de curación resulta ideal para este sistema de implantes. Para duplicar el proceso de curación primaria del hueso, la cirugía debería realizarse en un hueso sano, libre de infección o tejido necrótico. Aún así es inevitable que haya una adsorción de proteínas a la superficie del implante seguido de una remodelación de las proteínas controladas.[91].



Inicialmente hay presencia de sangre entre el hueso y el implante[17]; entonces se forma un coágulo, que es transformado por fagocitos, como los leucocitos polimorfonucleares, las células linfoides y los macrófagos. El nivel de actividad de los fagocitos llega a su punto álgido durante el tiempo transcurrido desde el primer al tercer día después de la cirugía. Durante este período tiene lugar la formación del callo, que contiene fibroblastos, tejido fibroso y fagocitos. El callo se convierte en tejido conectivo denso y las células mesenquimales se diferencian en osteoblastos y fibroblastos. Nos referimos al tejido conectivo como callo, en incluye osteoblastos que aparecen en la superficie de la fijación. La fibra osteogénica formada por osteoblastos tiene posibilidad de calcificarse. El tejido conectivo denso forma entonces un callo fibrocartilaginoso, normalmente localizado entre la fijación y el hueso. El hueso nuevo madura, incrementando su densidad y dureza. Por entonces la prótesis se une a las fijaciones y, mediante la estimulación, se produce la remodelación del hueso (Brånemark y cols.). El hueso haversiano se calcifica y se vuelve denso y homogéneo. Las fuerzas oclusales estimulan la remodelación del hueso circundante y las fijaciones osteointegradas

Introducción

pueden soportar las funciones masticatorias. El ciclo celular, se refiere al tiempo necesario para la inducción osteogénica de las células indiferenciadas en el momento de la inserción del implantes hasta la formación de hueso siendo este ciclo de 3meses para las células formadoras de hueso rápidas y algo más las menos rápidas. [91]

2. La curación secundaria se produce donde un emplazamiento con un gran defecto o una gran fractura imposibilita una aproximación de ambos emplazamientos. A diferencia de la curación primaria del hueso, es posible que la secundaria tenga formación de tejido de granulación e infección en el emplazamiento, lo que prolonga el periodo de curación. En algunos casos se forma fibrocartílago en el lugar de tejido óseo, este tipo de curación no es deseable para la fijación del implante.[91] (Fig.29)

7.2. Ultraestructura en osteointegración.

Los implantes osteointegrados bajo cargas oclusales están rodeadas de hueso cortical y esponjoso. Cuando se establece la osteointegración y la prótesis está diseñada para una buena distribución de fuerzas, se forma hueso cortical a lo largo de la superficie del implante, de pocos milímetros de grosor. La interfase de la superficie de la fijación y el hueso cortical tiene canalículos que participan en el transporte de electrolitos cerca de la capa de óxido. Una red de grupos de colágeno rodea los osteocitos [92]y se inserta en una capa glicoproteínica. Se forma una capa de este tipo de 10 angstroms y se fusiona con la capa de óxido, y una capa de sustancia fundamental de 10 a 20 micrones de grosor se fusiona con la capa glicoproteínica. El hueso haversiano está bien organizado y forma ostión.

La osteointegración en el hueso esponjoso se produce a medida que las trabéculas óseas se aproximan al implante y entran en contacto íntimo con

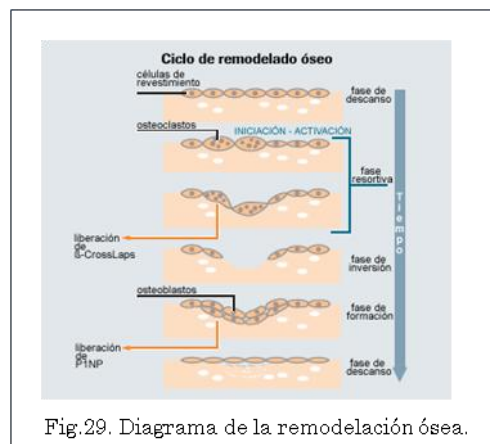


Fig.29. Diagrama de la remodelación ósea.

Introducción

la capa de óxido. En las trabéculas se producen vasos sanguíneos que proporcionan la nutrición y la remodelación del hueso, y que rodean la superficie de la fijación. El número de fibroblastos y osteoblastos aumenta, y éstos unen a la capa de óxido. Se forma sustancia fundamental que llena los espacios entre las trabéculas óseas y se fusiona con la capa de óxido (Hansson). Este fenómeno es similar al observado en la microestructura del hueso en individuos sanos y proporciona la confirmación para la adaptación del tejido óseo al material del titanio. Para que exista una correcta osteointegración debe existir una buena estabilidad del implante en el momento de la colocación. Esto depende del contacto mecánico entre el implante y el hueso circundante. Durante la cicatrización ósea se producen una serie de cambios desde necrosis y reabsorción del hueso que se ha dañado durante la osteotomía hasta la formación de hueso nuevo.[93]

Las alteraciones del proceso de osteointegración se puede producir por un mala manipulación de la superficie del implante, así como una técnica quirúrgica muy traumática que puede manifestándose de dos manera: Interfase hueso implante disminuida y alteración de la unión entre la superficie oxidada del implante y los tejidos[91]. Para disminuir la posibilidad de alteración de los mecanismos de osteointegración es importante que este, no esté sometido a cargas.

7.3. Factores que influyen en la osteointegración[91]

- I. Biocompatibilidad del implante[61].
- II. La técnica quirúrgica[94].
- III. Las condiciones de carga.
- IV. Pérdida crestal ósea.
- V. La adsorción de proteínas seguido de una remodelación de la proteína controlada.
- VI. Energía de superficie del implante.

Introducción

I. **Biocompatibilidad del implante**[61]: Como hemos comentado anteriormente la naturaleza del material que está formado el implante es uno de los factores más importantes para el éxito de nuestro tratamiento. Por ello debido a las características del Titanio, este se ha convertido en el metal de elección para la fabricación de éstos. [95] El titanio además de ser biocompatible, también tiene la propiedad de ser bioinerte, es decir, tiene la capacidad de formar una capa de TiO_2 y aislarse del medio húmedo [96].

II. **Técnica quirúrgica**: Una de los determinantes es la realización de la osteotomía, por ello muchas casas comerciales de implantes, han ido cambiando sus protocolos, disminuyendo los diámetros de perforación de las fresas para aumentar la estabilidad del implante y así facilitar la osteointegración.[97] Muchos de los fracasos de los implantes, es debido a esta falta de estabilidad, sobre todo por la calidad ósea del lecho receptor, además de lo descrito anteriormente sobre la secuencia de fresado, también existen otras técnicas para aumentar la calidad ósea en la zona donde va el implante. Esta técnica consiste en realizar la osteotomía de forma manual mediante osteotomos, consiguiendo así comprimir lateralmente el hueso trabecular [98].

Durante la osteotomía también se tiene que tener la precaución de no producir un sobrecalentamiento del hueso (47°C), ya que esto daría lugar a una disminución de la actividad de los osteoblastos e incremento de los fibroblastos[99, 100]

Una de los condicionantes a la hora rehabilitar sectores posteriores es la preservación de la papila, por ello a la hora de colocar los implantes debemos tener en cuenta la reabsorción ósea que se produce debido a la formación del espacio biológico que mide 3,08mm siendo 0,16mm surco, tejido epitelial 1,88mm y tejido conectivo 1,05mm, por ello autores como Arthur y cols.[101] aseguran que para que haya presencia de papila debe haber una distancia entre el punto de contacto y el reborde óseo de 3mm para compensar la reabsorción ósea que se produce durante el primer año.

III. Condiciones de carga: Cuando hablamos de las condiciones de carga de los implantes, como ya hemos explicado en el apartado tipos de cargas, nos referimos a los tiempos de espera para someter a los implantes a fuerzas oclusales. Por ejemplo los argumentos para realizar carga tardía sería que la carga inmediata retrasaría la cicatrización y remodelación en la



Fig.30. Implante el día de la colocación

interfase hueso-implante dado lugar a un encapsulamiento fibroso Albrektsson 1981 y 1986. Aunque se ha demostrado que la carga inmediata es un tratamiento con buenos resultados, como hemos explicado anteriormente, siempre que no sobrepasemos el límite de micromovimientos durante el periodo de cicatrización y favorecer la formación de tejido fibroso, para ello, es recomendable ferulizar los implantes entre si, en el caso de varios implantes o bien dejarlo en infraoclusión, en caso de implantes unitarios Roberts y cols. 1989.

IV. Pérdida crestal ósea[89]: Los niveles de cresta residual ósea alrededor de los implantes ha sido siempre un tema de discusión y se utiliza como referencia para la éxito o fracaso de los implantes. Pequeños cambios en la altura crestal después de la restauración del implante, no significa que el tratamiento haya fracasado. Los niveles de hueso tras la cirugía, durante el primer año, disminuyen en un 1.5 a 2mm por debajo de la unión implante-pilar. Existen varias teorías en cuanto a las razones que provocan dicho cambio en la cresta ósea después de la rehabilitación. Radiográficamente observamos que la pérdida ósea se extiende hasta la primera rosca, puede ser debido a la concentración de fuerzas en la zona coronal del implante. Otros autores han sugerido que la pérdida crestal ósea es debido a la inflamación de los tejidos periimplantarios situados en la zona de unión del pilar con el implante, debido a que el tejido blando intenta establecer un barrera mucosa en la parte superior del implante[101]. (Fig.30)

Introducción

Cuando seguimos el protocolo estándar, que se utilizaban implantes de conexión externa, se debía dejar el implante 1mm por debajo de la cresta ósea para que el tornillo de cierre quedase a la altura de la cresta y estos eran cubiertos por los tejidos blandos, no se observaba ningún cambio en el reborde óseo. Sin embargo cuando se realiza la segunda cirugía y el implante queda expuesto al medio oral, con la prótesis colocada, se produce un remodelado óseo hasta la primera espira para que los tejidos blandos consigan establecer el espacio biológico. Este mismo proceso biológico que se observa en los implantes en dos fases, se observa en los implantes en una sola fase quirúrgica, pero desde el momento de la cirugía, ya que en este momento empieza a formarse el espacio biológico, que es aproximadamente de 3mm. También se ha observado que en paciente con encía fina la reabsorción ósea es mayor debido a que los tejidos blandos necesitan invadir mas zona rodeada de tejidos duros para conseguir un sellado optimo.

Otra teoría que explicaría por qué se produce esta reabsorción ósea, es la relación implante-pilar. En implantes con plataforma regular, la unión implante pilar está en relación directa con el hueso. *(Fig.31)*

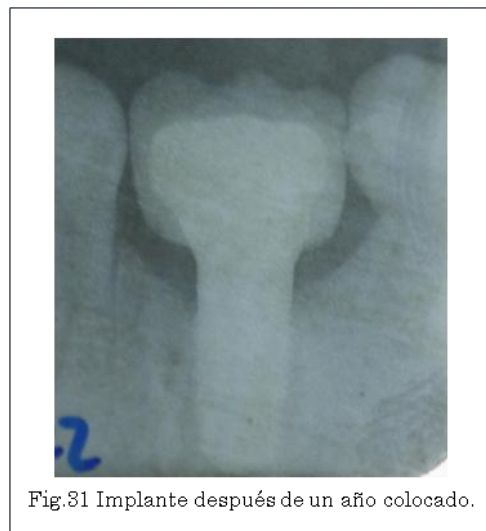


Fig.31 Implante después de un año colocado.

7.4. ¿Cómo medimos la osteointegración de un implante?

7.4.1. Análisis histológico [69]:

Este método consiste en extraer el implante mediante trefina y posteriormente realizar cortes histológicos para obtener el BIC. Es una técnica directa, por lo tanto es una de las más precisas para estudiar la relación entre la superficie del implante y el hueso, pero tiene la limitación que solo nos sirve para estudios con animales o cadáveres.

Uno de los métodos utilizados para los estudios histomorfométricos es tomar la muestra y se fija en una solución al 10% de formalina tamponada. La muestra se recorta con un espesor de 4mm de la superficie del implantes con un Buehler Isomet. La deshidratación se lleva a cabo utilizando una serie gradual de alcohol etílico y 3 fases de xileno dentro de los frascos de muestra. La infiltración se realiza con una serie graduada de resinas de xileno, seguido de un catalizador mezcla de osteo-bed de resina que contiene un 1% de peróxido de benzoilo. La mezcla final es un catalizador osteobed que contiene un 2,5% de peróxido de benzoilo, las muestras se dejan dentro de la mezcla endureciendo la resina durante 48 horas en ausencia de aire. Una vez polimerizada la resina, esta se meten en el congelador durante 24 horas. Las muestras una vez recortadas se tiñen con azul de toluidina o fucsina al 30% de etanol, decolorando con un alcohol ácido (30% de etano en 1% de HCl y se tiñe con rojo de alizarina al 1%. Estas muestras son estudiadas mediante microscopio electrónico o estereoscópico.

7.4.2. Torque de desinserción: (8) (12)9: Método propuesto por Robertsy col. (8) y desarrollado por Hohansson and Albrektsson. Este proceso indirecto que nos permite conocer el grado de BIC y evaluar la osteointegración (Fig.32). Al contrario que el torque de inserción, esta técnica consiste en extraer el implante del lecho óseo. Se considera que si necesitamos una fuerza entre 45 y 48 Ncm, tanto la superficie de contacto

Introducción

hueso-implante como la osteointegración es correcta. En estudios realizados en tibia de conejo se observó que comparando los datos obtenidos mediante el Torque de desinserción y estudios histológicos, se correlacionaban [91] siendo de 10,8 Ncm en las tres primeras semanas y de 88Ncm de media al año de colocados los implantes. La técnica de torque de desinserción ha quedado relegada a los estudios “in Vitro” debido a la mala aceptación del paciente a quitarle el implante[64, 87], otro de los inconvenientes de este método es la destrucción de la interfase Hueso-implante[64].

7.4.3. Análisis radiográfico [102].

La evaluación radiográfica es una opción que nos permite medir el nivel crestal en diferentes periodos de cicatrización. Es utilizado para medir el nivel de hueso crestal, que será el indicador radiográfico para valorar el éxito o fracaso de los implantes[103]. Se ha descrito en la literatura que la pérdida crestal radiográfica en un año puede ser de 0,4 a 1,5mm[104]

tras someter al implante a carga protésica, siendo de 0,05 a 0,1 mm. la pérdida anual. El análisis radiográfico tiene una serie de limitaciones que hacen que este método no sea el de elección para la valoración de la estabilidad del implante:

1. 1, 5 mm. es un valor medio.
2. Cambios radiográficos no implican pérdida de estabilidad.
3. Cambios a nivel radiográfico de 0,1mm es de difícil evaluación por parte del clínico.
4. Complejidad a la hora de calcular la distorsión de la radiografía, así como la orientación del haz de rayos incluso utilizando la técnica paralela de las radiografías periapicales.



Fig.32. Extracción de implantes con el medidor de torque Tonichi®

Introducción

Tanto radiografías periapicales, como ortopantomografías (*Fig.33*) no nos proporcionan información sobre la densidad y calidad ósea, así como si se produce desmineralización, esta no la podríamos observar hasta que no supera el 40%. [104]

Una prueba que si nos aportaría dicha información sería Tomografía axial computerizada, pero debido a su coste y radiación adsorbida por el paciente no es un buen método para conocer la pérdida crestal en distintos periodos del tratamiento de implantes.

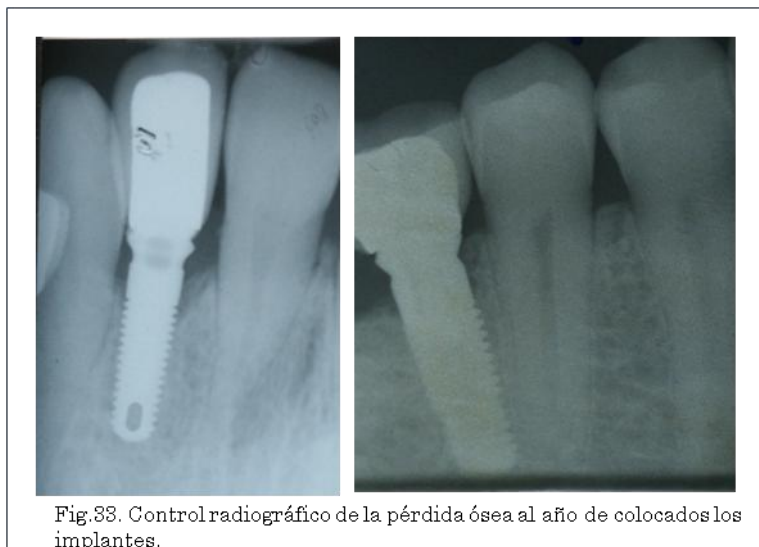
a.) Técnica de Tomografía axial computerizada.

La planificación prequirúrgica es esencial para obtener buenos resultados estéticos y funcionales en el tratamiento de implantes. Cuanto mayor es el compromiso estético, mas detalles son necesarios para planificar el tratamiento. Por ello El Dental Scan es la prueba diagnóstica más utilizada por los software que son muy precisos y nos aportan información tridimensional sobre la anatomía de la zona donde se colocarán los implantes. [105] (*Fig.34*)

Es una técnica de imagen digital y matemática que crea secciones topográficas en las que, la capa topográfica no está contaminada por estructuras borrosas de

la anatomía adyacente. Adicionalmente, y es probablemente lo más importante, la TC permite la diferenciación y cuantificación entre los tejidos duros y blandos. Las imágenes axiales se producen

perpendiculares al eje largo del cuerpo.



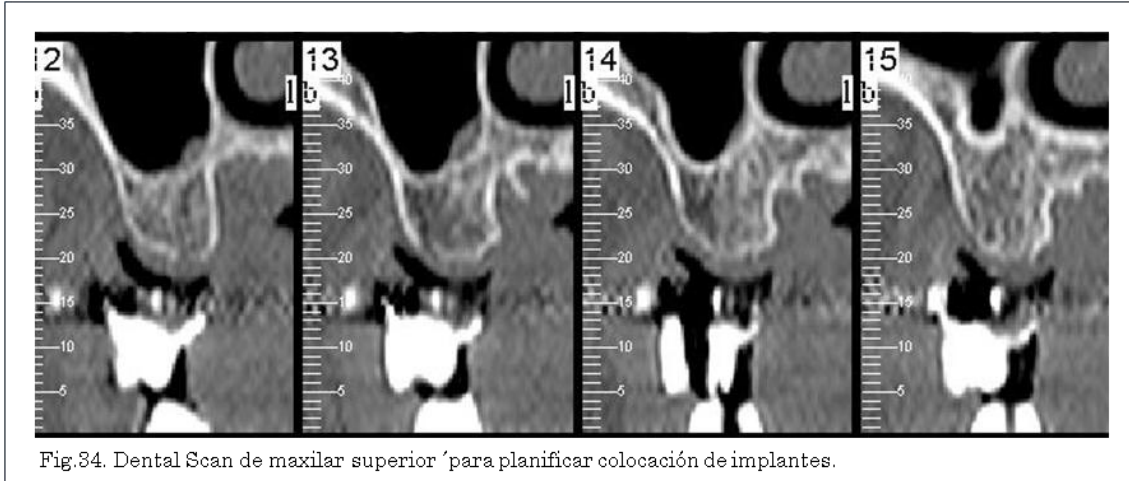


Fig.34. Dental Scan de maxilar superior 'para planificar colocación de implantes.

La fuente de rayos x es sujeta rígidamente a un detector geométrico de haces en abanico desplegado, que rota 360 grados alrededor del paciente y recoge los datos. El detector de imagen es gaseoso o de estado sólido, produciendo señales electrónicas que sirven como datos para introducir en un ordenador conectado. El ordenador procesa los datos empleando técnicas algorítmicas de retroproyección de Fourier. Las imágenes de TC son en sí mismas imágenes digitales en tres dimensiones, típicamente de 512x512 píxeles con un espesor definido por la separación de los cortes de la técnica de imagen. El elemento individual de la imagen de TC es el *vóxel*, que tiene un valor, referido en unidades de Hounsfield, que describe la densidad de la imagen de TC en ese punto. Cada *vóxel* contiene 12 bits de datos y va desde los -1000(aire) hasta los +3000 (esmalte/materiales dentales) de unidades Hounsfield. Cuando medimos los tejidos blandos el valor obtenido es cercano a 0 o por debajo de 0.

La TC, como se ha referido anteriormente, permite la evaluación de los lechos implantológicos propuestos y proporciona información diagnóstica que otras técnicas o combinaciones de técnicas de imagen no pueden proporcionar.[106, 107] La utilidad de la TC para la planificación del tratamiento de implantes dentales es evidente, pero el acceso a esta técnica de imágenes era limitado debido a la dificultad de transmisión de imágenes por parte del radiólogo al doctor se desarrolló un número de técnicas a las que nos referimos genéricamente como imágenes *Dental Scan*.

7.4.4. Test de Percusión [108].

Es uno de los métodos más simples que se pueden utilizar para estimar el nivel de osteointegración. Se basa en la vibración acústica y la teoría del impacto-respuesta. Un juicio clínico sobre la osteointegración se realiza en base al sonido que se oye al percutir con un instrumento metálico. Un sonido similar al cristal indica éxito en la osteointegración, mientras que un sonido sordo puede indicar que no hay osteointegración. Es un método impreciso, que además necesita una gran experiencia por parte del clínico.

7.4.5. Oscilación de la onda por percusión[108].

Descrito por Kaneko. Este método se basa en la oscilación de una onda a través de la percusión(POWF), para analizar las características mecánicas de la interfase hueso-implante a través de la vibración mediante la excitación forzada de una onda en estado estacionario. Se base en la estimulación de una frecuencia ampliando la vibración del implantes inducida por unas pequeñas fuerzas pulsantes. Este método consta de un sistema acústico eléctrico (conductor), un receptor acústico eléctrico, un generador de impulsos y un osciloscopio. El receptor consta de un elemento piezoeléctrico con una punta. A este receptor se le transmite un frecuencia de 1 KHz que se aplica al implante al tocarlo. La resonancia y la vibración generada a parte de la unión hueso-implante por la estimulación, la respuesta se representa en un osciloscopio. No es un método reproducible ya que es muy sensible a la posición del receptor y de la carga, además de ser poco sensible a la variaciones de la unión hueso-implante.

8. ¿Qué es la estabilidad de un implante?

La estabilidad del implante se puede definir como la ausencia de movilidad clínica de éste[48]. La estabilidad del implante depende directamente de la unión mecánica entre la superficie del implante y el hueso que le rodea, junto con la ausencia de micromovimientos durante la fase de cicatrización radica el éxito de la osteointegración[11]. La estabilidad

Introducción

del implante es crucial para el éxito del tratamiento[81]. Aunque la supervivencia en la actualidad es del 95% en la región anterior del maxilar inferior, aún sigue siendo elevado en la región posterior del maxilar superior[109]. Uno de los factores del fracaso de tratamiento con implantes es la falta de estabilidad primario o incluso el someter a éstos a cargas oclusales antes de finalizar el periodo de osteointegración, sobre todo, en huesos de calidad y cantidad deficiente[56].

El concepto de osteointegración fue originalmente introducido por Branemark y cols.[91] La estabilidad se divide en:

- **Estabilidad primaria:** Es la unión mecánica entre hueso e implante y se produce en el momento de la colocación[93, 110]. Conseguir una buena estabilidad primaria depende de varios factores; Densidad y calidad ósea, cantidad ósea y diseño del implante.[81] Durante este periodo la ausencia de micromovimientos puede ser el factor más importante para que se produzca la remodelación ósea[48, 92, 111]
- **Estabilidad secundaria:** Durante la cicatrización del hueso se produce una serie de fenómenos de necrosis y reabsorción del hueso[112] dañado durante la osteotomía concomitante a la dando lugar la estabilidad primaria a la estabilidad secundaria que se define como la unión de hueso-implante una vez haya finalizado el proceso de osteointegración,[92], estando la estabilidad secundaria relacionada con el éxito del tratamiento con implantes[110]. Durante el proceso de cicatrización ósea, hay una disminución de la estabilidad del implante debido a los mecanismos de remodelación ósea que se producen durante las primeras semanas, debido al trauma de la cirugía[113, 114] para posteriormente, debido a la actividad osteoblástica, se produzca la aposición ósea. Los autores no se ponen de acuerdo en el momento que termina la actividad de los osteoclastos y comienza la actividad de los osteoblastos.[115] encontrándose en un rango entre la 3ª semana y la 8ª.

8.1 Factores que modifican la estabilidad[116].

Factores tales como la longitud del implante y el diseño, la ubicación del contacto con el hueso en primer lugar, el grado de contacto hueso-implantes (BIC), el patrón trabecular del hueso alveolar, el grosor de la cortical ósea y la densidad ósea se ha investigado en estudios con modelos diferentes de experimentos, con animales y humanos[93, 117].

8.1.1 Densidad ósea.

La densidad ósea es uno de los determinantes más importantes para la estabilidad del implante, siendo a mayor densidad ósea mayor estabilidad, es un estudio realizado por Aksoy [118]. En general, los implantes mandibulares tienen una tasa mayor de éxito que los implantes maxilares, esto se atribuye a la mejor calidad del hueso en la mandíbula, siendo significativamente mejor en la región anterior mejor que en la parte posterior[110]. Autores como Metin Sensime[2] aseguran que a menor densidad ósea, la probabilidad de fracaso de los implantes es mayor. Por ello se han estudiado distintas técnicas para evaluar la densidad ósea. Una de ellas[119] es el análisis histomorfométrico de una muestra ósea obtenida a partir de la zona receptora del implante. Pero este enfoque no es aplicable a la práctica clínica diaria [2]. En 1985, Lekholm y Zarb[119] desarrollaron un método para evaluar la calidad del hueso y se introdujo una escala con base en la evaluación radiográfica, cuya clasificación se especifica en el punto 1.6.1.3 y en la sensación de resistencia experimentada por el cirujano durante la preparación del lecho óseo, pero al ser un método totalmente subjetivo, es poco sensible y determinante[109]. Otros métodos se han ido introduciendo para medir la calidad ósea como son la densitometría [120], análisis digital de la radiografía[121], cuyo inconveniente es la radiación recibida por el paciente así como la distorsión de la imagen en las zonas adyacentes a metales[109], y el ultrasonido, así como la tomografía axial computerizada, comparando la cantidad ósea con los valores obtenidos durante la cirugía con el análisis de la frecuencia de la resonancia[118]., comparando el estudio radiográfico con el análisis histomorfométrico y el

Introducción

coeficiente de estabilidad medido con el Osstell Mentor[118] obtuvo que a menores unidades Hounsfield (HU), menor volumen hueso trabecular, mayor estabilidad del implante. El rango de la unidad HU -1000(aire) hasta los +3000 (esmalte/materiales dentales) de unidades Hounsfield. Cuando medimos los tejidos blandos el valor obtenido es cercano a 0 o por debajo de 0.El rango para el hueso oscila desde 100 a 1900 HU siendo el intervalo entre 100 y 350HU corresponden a hueso D4, entre 350 y 700HU hueso tipo D3, entre 700 y 1200 HU hueso tipo 2 y desde 1200 a 1900 HU hueso tipo D1[119].

La densidad del hueso disponible en la zona desdentada, como hemos comentado anteriormente, es un factor determinante para la planificación terapéutica, el diseño del implante, la técnica quirúrgica, el tiempo de cicatrización y la carga progresiva inicial del hueso durante la reconstrucción protésica. Una de la técnica utilizada, no invasivas y muy precisa, para medir la densidad ósea es la absorciometría de energía dual de Rayos X[107]. Su funcionamiento se basa en el principio de que el hueso y los tejidos blandos exhiben diferentes propiedades de atenuación en función de la energía de los fotones. El análisis computerizado del haz emergente produce distintos perfiles de atenuación de la estructura de hueso y tejido blando, así como de la Densidad mineral ósea, calculándola automáticamente.[121] Hay distintas clasificaciones en cuanto a la densidad ósea, de las cuales detallamos a continuación algunas.

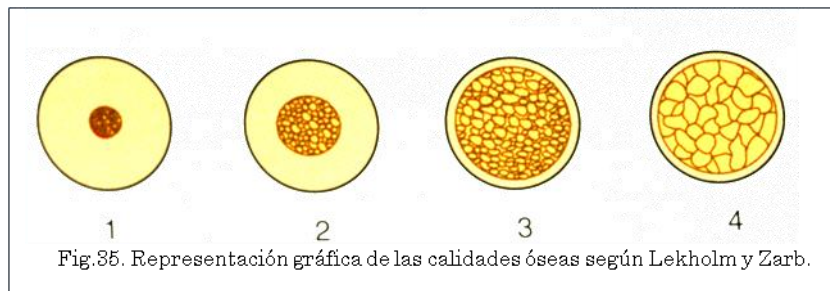
- Clasificación del hueso en relación con la implantología dental.
Linkow y Chercheve.[121]
 1. Estructura ósea de clase I: Este tipo ideal de hueso consta de trabéculas espaciadas de forma regular, con pequeños espacios cerrados.
 2. Estructura ósea de clase II: El hueso presenta espacios cerrados ligeramente mayores, con menor uniformidad del patrón óseo.
 3. Estructura ósea de clase III: Existen grandes espacios rellenos de médula, entre las trabéculas óseas.

Introducción

- Clasificación calidades óseas por Lekholm y Zarb.[119]. La clasificación ósea está basada en la cantidad de hueso cortical y hueso trabecular.[2]

(Fig.35)

1. Calidad ósea 1: Constituida por hueso compacto homogéneo.
2. Calidad ósea 2: Presenta una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso.
3. Calidad ósea 3: Muestra una capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia favorable.
4. Calidad ósea 4: Capa delgada de cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.



- Clasificación de la densidad ósea de Mish. [119]

Los huesos corticales, densos y porosos, se encuentran en las superficies externas del hueso, e incluye a las crestas del reborde desdentado. Los huesos trabeculares, espeso y fina, se hallan por dentro de la envoltura externa de hueso cortical y, en ocasiones, sobre las superficie de la cresta del reborde residual desdentado. Estas cuatro diferencias macroscópicas del hueso pueden abarcar desde la más densa hasta la menos densa, tal como describió Roberts. La clasificación de la densidad ósea de Mish se centra en la sensación táctil durante la osteotomía, con esta clasificación según Trisi y

Introducción

cols.[119] se puede distinguir entre D1 y D4, pero no entre D2 y D3. *Tabla1.*

1. Cortical densa.
2. Cortical porosa.
3. Trabecular espesa.
4. Trabecular fina.

Densidad ósea	Descripción	Análogo táctil	Localización anatómica típica
D1	Cortical Densa	Madera de roble o de arce	Parte anterior de la mandíbula
D2	Cortical porosa y trabecular gruesa.	Madera de pino blanco	Parte anterior mandíbula.
			Parte posterior de la mandíbula
			Parte anterior maxilar.
D3	Cortical porosa(fina) y trabecular	Madera de balsa	Parte anterior maxilar.
			Parte posterior maxilar.
			Parte posterior mandibular.
D4	Trabecular fina	Espuma de poliestireno	Parte posterior del maxilar.

Tabla1. Clasificación de las densidades óseas descritas por Misch.

La densidad ósea no solo varía según la estructura anatómica que estemos estudiando, si esta misma estructura la estudiamos en pacientes de diferentes edades, también encontraremos variación, sobre todo en el cuerpo de la mandíbula y la zona anterior del maxilar superior. [121]

8.1.2. Disponibilidad ósea.

Utilizamos este término cuando hablamos del hueso que tenemos disponible en la zona desdentada donde queremos colocar los implantes[122]. El hueso se mide en anchura, altura, longitud, angulación y mediante la proporción entre la altura coronaria y cuerpo implantario. La disponibilidad del hueso especialmente importante en implantología dental, describe la arquitectura externa o el volumen de la zona desdentada a tener en cuenta para los implantes. Además el hueso tiene una estructura interna descrita en términos de calidad o densidad, que refleja la resistencia del mismo.

Introducción

División	Anchura	Altura	Longitud	Angulación	Altura coronaria.
A	$\geq 5\text{mm}$	$\geq 12\text{mm}$	$\geq 7\text{mm}$	≤ 30 grados	$\leq 15\text{mm}$.
B	2.5 -5mm	$\geq 12\text{mm}$	$\geq 6\text{mm}$	≤ 20 grados	$\leq 15\text{mm}$.
B+	4-5mm	$\geq 12\text{mm}$	$\geq 6\text{mm}$	≤ 20 grados	$\leq 15\text{mm}$.
B-	2.5-4mm	$\geq 12\text{mm}$	$\geq 6\text{mm}$	≤ 20 grados	$\leq 15\text{mm}$.
C	0- 2.5mm	$\leq 12\text{mm}$	-	> 30 grados	$> 15\text{mm}$
D	Atrofia				$> 20\text{mm}$

Tabla2. División ósea dependiendo de la disponibilidad.

Como pauta general, se mantiene un error quirúrgico de 2mm entre el implante y el punto de referencia adyacente (denominado margen de seguridad). Este margen de error es especialmente crítico cuando dicha referencia son estructuras anatómicas comprometidas como el nervio dentario inferior, senos maxilares y suelo de las fosas nasales. En algunas ocasiones nos encontramos que la zona edéntula con atrofia de la cresta alveolar residual impidiendo la colocación del implante de forma inmediata[123]. *Tabla2*



Fig.36. Pantalla digital del fisiodispensador programado para lo colocar los implantes con torque controlado.

La disponibilidad de hueso la podemos clasificar en: A, B, B-an, C, C-an, C-al y C.

8.2. ¿Cómo calculamos la estabilidad de un implante?

Una de las metas de la implantología, sobre todo para el clínicos es conocer cuando un implante está preparado para la rehabilitación prostodóncica. También se ha intentado predecir con distintos métodos el éxito o el fracaso del tratamiento. Para ello a lo largo de los años se ha ido desarrollando distintas técnicas, más o menos precisas. A continuación se describen las técnicas utilizadas durante los últimos 20 años y porqué algunas han caído en desuso.

8.2.1 Métodos no invasivos.

Los métodos no invasivos permiten conocer, la estabilidad primaria y la estabilidad secundaria, así como los cambios que sufre durante el remodelado óseo. Esta técnica nos permite realizar los registros en pacientes, ya que son sencillas de utilizar y para el paciente no suponen ningún esfuerzo.



Fig.37. Periotest®

1. Torque de inserción.[21, 124].

Se utiliza mediante un sistema eléctrico para poder determinar el torque de inserción de los implantes durante el proceso de roscado. Podemos seleccionar a cuantos Ncm colocamos el implante (*Fig.36*). Las limitaciones de esta técnica son; Los fisiodispensadores utilizados consiguen un máximo de 50 Ncm, solo nos sirve para conocer la estabilidad primaria, ya que para registros posteriores no tiene utilidad. Se considera que un Torque de Inserción mayor a 32 Ncm en un implantes autorroscantes en un de calidad D3 o D4 es suficiente para someterlo a cargas oclusales.[125]

2. Métodos de radiodiagnóstico[124]:

Aún siendo un buen método diagnóstico para conocer el nivel del hueso , no es lo suficientemente sensible para predecir la estabilidad del implante ni proporciona la resolución necesaria espacial para evaluar la estructura o microestructura características del hueso alrededor del implante[126] .

3. Periotest[124]: (*Fig.37*)

Se desarrolló originalmente para finalidades periodontales para valorar la viabilidad o no de un diente proporcionado información sobre la movilidad de este, debido a esta característica de poder “medir” la movilidad del implantes[58], como alternativa en el diagnóstico de implantes endo-óseos,

Introducción

permitiendo determinar la estabilidad(Fig.37). Es un método de martillo que impacta sobre una superficie, con una fuerza constante, la técnica consiste en una pieza de mano que realiza una percusión electrónicamente controlada y reproducible sobre el diente o el implante a una velocidad constante de 0,2m/s o 4 golpes/s, midiendo la reacción del impacto aplicado a la corona o componente protésico



Fig.38. Medición de movilidad del implante utilizando el Periostest®

con un rango de entre +8 (totalmente rígido) a +50 (no osteointegración)[127] si se obtienen valores entre -8 y +9, es que no existe movilidad del implante, entre 10 y 19 hay movimiento ligeramente perceptible y entre 20 y 29 es movimiento es totalmente perceptible[58]. La detección de la respuesta se hace mediante diferentes dispositivos tales como un micrófono, un acelerómetro o un medidor de tensiones y mediante el procesador de respuesta FFT (Fourier) se hace posible cuantificar y calificar la onda de respuesta en forma de velocidad, aceleración, estrés, la distorsión, el sonido y otras propiedades físicas.[108] La pieza de mano debe estar perpendicular a la superficie a estudiar. Durante la medición, la pieza de mano no debe tocar el implante manteniéndose a una distancia de 0.5 a 2.5mm. (Fig.38). El paciente debe estar sentado en posición perpendicular al suelo. Debido a baja sensibilidad en combinación con la baja resolución y que es una técnica muy sensible y dependiente del operador [125, 128], la posición de la pieza de mano, la dirección , los valores no son reproducible por lo tanto no sirve para tener un registro de datos y poder comparar estos con futuras medidas[3].

4. Dental Fine Tester [129].

Es un sistema electrónico para medir la movilidad de los dientes y de los implantes. Este instrumento consta de un martillo con mango de plástico y en el extremo hay un acelerómetro en miniatura que mide la tasa de aceleración de matillo cuando golpea un objeto. La pieza de mano está

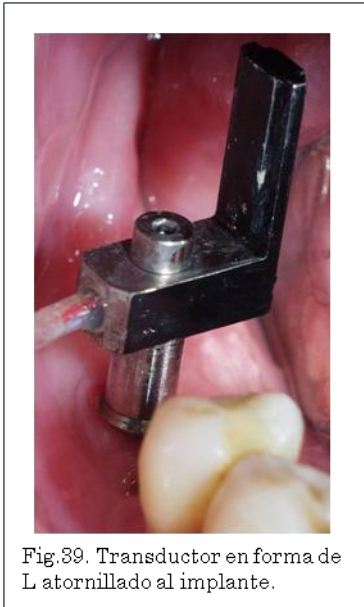


Fig.39. Transductor en forma de L atornillado al implante.

conecta a un controlador con una impresora y una pantalla digital. El diente o el implante se golpea un máximo de 10 veces. La movilidad del implante se calcula y se muestra en la pantalla de la unidad DFT.

5. Análisis de la resonancia de la frecuencia

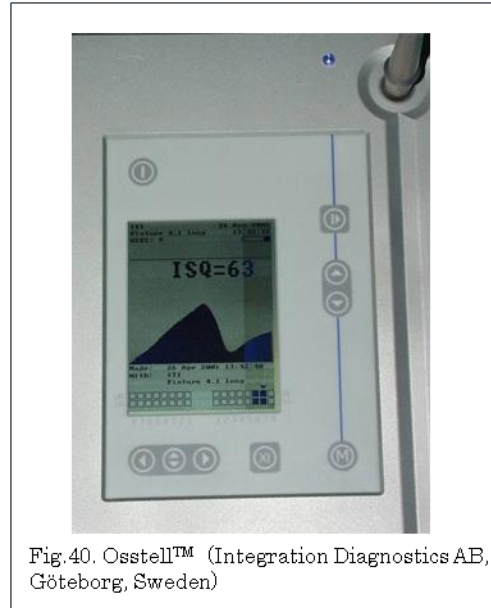
Método descrito por Meredith 1996[127, 130], que mediante el análisis de frecuencia de resonancia mediante un pequeño transductor atornillado al implante y es estimulado mediante frecuencias[3]. El análisis de la resonancia de la frecuencia, nos permite obtener mediante unidades ISQ los cambios estabilidad del implante en los distintos periodos de cicatrización ósea, nos proporciona información sobre el BIC (contacto hueso-implante) incluso cuando estos están sometidos a carga. Los estudios mostraron un aumento de los valores RFA durante la cicatrización, este aumento del coeficiente de estabilidad se atribuye al aumento del anclaje del hueso con el implante[48]. Por lo tanto cambios en la RFA nos transmite cambios en la unión hueso implante[93]. Consta de un transductor en forma de L que se atornilla al implante (*Fig.39*) con un torque de 10 Ncm.[1] perpendicular a la cresta ósea, no pudiendo tocar ni dientes adyacentes, tejidos blandos, ejerciendo sobre el implante una fuerza de flexión que imita la carga clínica[48].

Este transductor es estimulado mediante una señal senoide con una frecuencia entre 5 y 10 KHz[1, 127, 131] siendo esta señal senoide, traducida mediante análisis de frecuencia. Osstell® (*Fig.40*) desarrolló un sistema igual al desarrollado por Meredith, pero en vez de utilizar como medida los KHz [108], los resultados obtenidos son representado mediante unidades coeficiente de estabilidad del implante (ISQ) con un intervalo entre 0 (movilidad del implante) a 100 siendo el de mayor estabilidad (unión hueso-implante rígida)[81, 97, 110]. Este sistema de medición permite al clínico y al investigador mediar la rigidez de la unión hueso-implante, en

Introducción

distintos momentos durante el tratamiento. [97] Una revisión de la literatura muestra que los indicios de fracaso de un implante se presentan en los primeros seis meses, pasado este tiempo se considera que el implante está osteointegrado. [2].

Un implante con buena estabilidad suele tener un ISQ de 65, si este es menor de 50 ISQ puede indicar aumento del riesgo de fracaso. Se supone que un



implante rodeado de hueso funciona como una sola unidad, por lo que un cambio en la rigidez se considera que representa un cambio en la osteointegración del implante. La longitud efectiva del implantes en un valor que se ha intentado calcular mediante el aumento de la cantidad de implante expuesto. [108] Aún siendo un método eficaz para el estudio del coeficiente de estabilidad, no es tan preciso para predecir el éxito el fracaso de los implantes ya que es muy sensible a la fluctuaciones que sufre el contacto hueso implante durante la cicatrización ósea[81], pero si es una alternativa válida a las radiografías para evaluar la pérdida ósea alrededor de los implantes[131].

Aplicación clínica:

- i. Relación entre la longitud del implante y los valores de la RFA.
- ii. Diferencia interarcada e intraarcada.
- iii. Pronóstico para el éxito del implante.
- iv. Diagnóstico para la estabilidad del implante.
- v. Unos de los inconvenientes de la primera generación de analizador de frecuencias de la resonancia, es la cantidad de cableado necesaria, el peso

del instrumento y el tiempo necesario para la realización de la medición, que será de más de un minuto, por ello se empezaron a desarrollar otros instrumentos más rápidos y ligeros, como el Osstell Mentor®, además, como cada transductor tenía su propia frecuencia de resonancia fundamental, había que calibrados con unos estándares para que sus resultados fueran comparables de tener que [48].

6. Implomates[108].

Sistema similar al Osstell, desarrollado por Huang, también es un sistema basado en el análisis de la resonancia de la frecuencia, pero en vez de utilizar la estimulación mediante la señal senoide, utiliza la fuerza de impacto mediante una varilla de accionamiento eléctrico en el interior del transductor. La señas de repuesta recibida se transfiere a un ordenador para el análisis del espectro de frecuencia. El rango va desde 1 a 20 KHz Una mayor frecuencia común pico alto indica mayor estabilidad mientras que un frecuencia más baja y pico más ancho indica fracaso del implante. En la actualidad hay pocos estudios publicados sobre la eficacia de esta máquina.

7. Osstell Mentor, Osstell ISQ. ® (Fig. 41)

Es la última generación de análisis de frecuencia de resonancia. A diferencia del Osstell® primitivo el transductor no va conectado al instrumento emisor de la señal, si no que éste, emite una señal electromagnética a un dispositivo atornillado al implante de forma manual denominado Smartpeg® (Fig.42) [132]. La señal se realiza en dirección bucolingual, dando dos resultados, el de mayor estabilidad y el de menor estabilidad, si esto



Fig.41. Osstell® Mentor®

Introducción



Fig. 42. Smartpeg® y transportador de plástico.

difieren, aparece en la pantalla del Osstell los dos valores, en caso de ser iguales, solo aparece un valor[48]. El Osstell debe quedar perpendicular al transductor (*Fig. 43*), para que los resultados sean reales, ya que Veltri y cols.[133], demostraron, que si se coloca de forma perpendicular al smartpeg, los valores se veían aumentados en 10 unidades, así como existen diferencias entre la medida mesiodistal y bucolingual[134]. Estos se

desarrollaron debido a la limitación del transductor en forma de L que restringe la orientación, por lo tanto podría enmascarar una pequeña reabsorción del hueso remanente.

Se cree que con el smartpeg la medición es más precisa. [108]. La unidad de medida para el osstell se denomina Coeficiente de estabilidad del implantes ISQ, va desde 1 a 100 ISQ, siendo 1 el valor de menos estabilidad y 100 el de mayor[135]. Se considera que valores entre 40 y 80 ISQ, es una buena estabilidad del implante. El osstell es un método reproducible, según Nedir[111] de 30 mediciones repetidas el 40 % fueron idénticas y el resto varió entre 1 unidad (45%) y 2 unidades (15%). Unos de los factores que influyen en el coeficiente de estabilidad es la densidad ósea [136], pero durante el periodo de osteointegración[5, 137], los implantes colocados en hueso con densidad tipo D3 y D4, sufrieron un incremento mayor de estabilidad que los implantes colocados en hueso con densidad tipo D1 y D2.[5, 42, 111, 137].

Hipótesis

La estabilidad en el hueso maxilar o mandibular de los implantes dentales, es uno de los principales factores que determinan el éxito o el fracaso del tratamiento implantológico en odontología. Tanto la estabilidad primaria que es mecánica y que se produce en el momento de la colocación intraósea del implante dental y va a ser determinante para dos factores importantes como son; la osteointegración y la posibilidad de realizar carga inmediata. Otra estabilidad denominada secundaria, que puede ser medida inmediatamente el día del descubrimiento del implante dental, es una estabilidad biológica que se produce una vez se ha realizado la osteointegración del implante dental. Hay otra estabilidad secundaria más tardía, que es la se produce tras la carga protésica de los implantes dentales y en la cual se produce después de la osteointegración una remodelación de las células óseas en contacto con la superficie del implante dental, esta va a determinar si el implante dental será capaz de soportar las cargas protésicas que se producen durante los procesos de función bucal. Uno de los factores que podrían ser determinantes para la estabilidad en cualquiera de sus momentos y por tanto del éxito de los implantes a largo plazo es el diseño microscópico del cuello del implante dental, ya que los implantes dentales con cuello pulido pueden sufrir un reabsorción del reborde óseo que no ocurre habitualmente en los implantes dentales con tratamiento de superficie del cuello, por lo tanto estos últimos podrían tener mayor éxito debido a su mayor estabilidad ósea y por tanto tener la posibilidad de soportar mayor cantidad de cargas una vez son sometidos a función.

Hipótesis de trabajo

¿Determina el diseño microscópico del cuello del implante dental, la estabilidad en cualquiera de sus momentos y por tanto variar su capacidad de soporte de cargas funcionales?

Objetivos

En este estudio se está evaluando los diferentes niveles de estabilidad que se obtienen sobre los implantes dentales en diferentes tiempos de cicatrización ósea, desde el tiempo uno que es el día de la colocación de los mismos, pasando por el tiempo dos que es a los tres meses de la colocación y se ha producido una osteointegración del mismo pero sin reordenación ósea hasta los tres meses de la carga protésica denominado tiempo tres en el cual la osteointegración y la carga producen una reordenación ósea para poder soportar la misma a lo largo del tiempo.

Estas medidas de estabilidad como se ha comentado se producen en un primer tiempo, que es el día de la colocación de los mismos y en el cual se produce una estabilidad inicial inmediata de tipo mecánico por fijación del implante fundamentalmente mediante sus características macroscópicas.

Una segunda medida de estabilidad que se produce a los tres meses de su colocación y en el momento de su descubrimiento. En esta nueva medida se ha podido producir un cambio, de una estabilidad inicial mecánica a una estabilidad biológica por osteointegración de los implantes dentales, en estas nueva medida ha podido ser más determinantes las características microscópicas que las macroscópicas de los implantes dentales.

Una tercera medida de la estabilidad que se realiza a los tres meses de la carga protésica de los implantes dentales y en la cual puede haber una combinación de ambos factores; características macroscópicas sobre todo coronales y microscópicas de los implantes dentales como determinantes de estas mediciones de estabilidad.

Objetivos

Por ello en función de cada uno de los tiempos de tomas de registro y en la comparación de las características de los implantes dentales y de los datos que obtenemos en cada uno de los momentos de la medición, podemos fijar mediante los parámetros de este estudio su posible influencia y nos van a indicar si las diferentes características tanto macroscópicas, microscópicas o combinación de ambas tienen influencia en las diferentes medidas de la estabilidad.

Como hipótesis principal de trabajo se estableció si una de las principales características macroscópicas y microscópicas de los implantes dentales que es el diseño del cuello del implante, manteniendo el resto de las variables estables influye en la estabilidad del implante.

Se ha estado valorando cuando se realizan estas medidas y también es importante el elemento que va a dar los datos para poder realizarlas, para todas ellas una vez revisada la literatura se ha optado por utilizar el Osstell Mentor (Osstell AB, Gamlestadsvägen 3B, SE 41502 Göteborg, Sweden). Esta máquina está compuesta de dos partes, el emisor y el receptor en un mismo elemento y el transductor. Se basa en el uso de la frecuencia electromagnética que se emite por el emisor hacia el transductor y el rebote de esta frecuencia es recibida por el analizador que está en el mismo elemento junto al emisor, dando así la frecuencia de la resonancia que lo expone de forma numérica en una pantalla led.

Es un método no invasivo, objetivo, fiable y repetible que permite al clínico medir la estabilidad primaria de los implantes en el momento de su colocación y la estabilidad continuada de estos durante diferentes etapas de la osteointegración.

El transductor o Smartpeg®, es un imán de color plateado y alargado que presenta dos porciones, en uno de sus extremos tiene una porción engrosada con un hexágono que es para todos igual y sirve para ajustar el transportador plástico, para llevarlo a boca y conectarlo al implante. La parte del elemento que conecta con el implante tiene una rosca externa,

que es diferente entre los distintos smartpegs®, la razón es que este paso de espira es específico para cada modelo de implante en función de su paso de espira interno. Como se ha comentado anteriormente se toma el transductor con el transportador plástico y se lleva a la parte de la rosca interna, colocada en medio de la parte más coronal del implante y se atornilla siguiendo el sentido de giro de las manecillas de un reloj hasta que note que está estable, una vez sucedido esto se retira el transportador y hay una parte que emerge por fuera del implante dental que incluye la porción vertical con el hexágono engordado para poderlo transportar.

La colocación del smartpeg® es solo una de las necesidades para evaluar el nivel de estabilidad del implante dental, la otra es la maquina que como se ha comentado tiene el elemento emisor y receptor unidos, este elemento tiene una caja con un botón de encendido que una vez conectado se enciende un led y, esto indica que se emite constantemente la frecuencia de emisión, cuando acerca el emisor en la posición que desee tomar la medida al smartpeg® sin tocarlo para no interferir en su movimiento, cuando recibe el rebote de la onda de emisión, fija un numero en el led de la pantalla, este número que se mide en sistema centesimal, siendo 0 nada de estabilidad y 100 la máxima estabilidad, indica que grado de estabilidad tiene el implante dental incluido en el hueso, esta medida sería la que se anotaría en la historia clínica del paciente y es valiosa tanto en estudios en vivo como en in vitro, cuando se utiliza para registrar cambios en la estabilidad del implante. [138]

Debido a que el smartpeg® es un elemento imantado, podría darse el caso de que este elemento por su uso no tuviera la suficiente exactitud en el presente estudio en los diferentes tiempos o pacientes, además la empresa comercial recomienda retirarlo para cada paciente, para obviar el problema se ha optado por la siguiente técnica de medida de la estabilidad de los implantes dentales; en cada uno de los pacientes las medidas se realizan con dos smartpegs® diferentes, sorteados al azar, para ello, en cada caja de

smartpegs® vienen 5 elementos nuevos, así para un mismo paciente se toman dos transductores y se registran las medidas por el mismo operador en la misma posición en dos tiempos distintos de la misma fase, con el primer smartpeg®, toma las medidas de estabilidad en los lugares correspondientes al estudio, y cuando ha terminado este proceso, desenrosca el transductor y lo vuelve a roscar en el mismo implante y con este mismo transductor vuelve a tomar las medidas en las mismas posiciones que anteriormente lo había hecho por lo que con el primer smartpeg® duplica las medidas, esto sirve para conocer si el registro es correcto y no hay diferencias o interferencias en las medidas con la colocación del mismo smartpeg®. Lo que suele ocurrir es que las medidas primera y segunda realizadas con el smartpeg® en dos tiempos diferentes sobre el primer implante son idénticas, por lo tanto se puede asegurar que el dato es repetible, por lo que se dan por válidas, siempre y cuando cumplan los criterios del presente estudio que está en desechar aquellas medidas que tuvieran más de un 5% de diferencia entre ellas. Cuando el operador ha terminado el proceso con el primer smartpeg® lo retira y coloca un segundo transductor en el mismo implante, volviendo a registrar nuevamente todas las medidas en las posiciones del estudio, anotándolas nuevamente en la ficha correspondiente, vuelve a realizar la maniobra de retirada y nueva puesta de este smartpeg® para evaluar la exactitud de las medidas con el mismo elemento, teniendo los mismos criterios de inclusión que antes y es que los datos que no pueden diferir más de un 5%, registradas las dos medidas con diferentes smartpeg® se hace la media en cada una de las posiciones del primer smartpeg® y del segundo smartpeg®, se comparan las medidas de ambos y cuando se observa que la diferencia entre el primer y segundo smartpeg® es de más de cinco puntos porcentuales se toma un tercer transductor para registrar nuevamente las medidas en dos tiempos consecutivos diferentes, esta observación de diferencias de más de cinco puntos porcentuales sucedió en 5 ocasiones en 5 implantes distintos, lo que podría indicar la pérdida del magnetismo de uno de los elementos usados cada vez. Cuando esto sucede el transductor correspondiente con más de

cinco porcentuales de diferencia entre los otros dos, es comprobado fuera del estudio su capacidad de medida en comparación con el resto de los transductores del estudio previamente medidos, para ello se tienen unos modelos animales con los diversos implantes del estudio colocados y en los cuales se han registrado el primer día del estudio el índice de estabilidad de los mismos con los cinco transductores que vienen en la caja en dos tiempos diferentes, para ello una vez colocadas replicas de los implantes en costilla de vaca, se toman todos los smartpegs® de ese implante y se van colocando 1 a 1 roscados en el implante y se registran las medidas por mesial y distal en dos tiempos diferentes y se dan por buenos los smartpegs® cuando los datos obtenidos de todos ellos en las cada una de las medidas no difieren más de dos puntos porcentuales entre ellos y en las dos medidas.

Se van a valorar diferentes características macroscópicas de los implantes como son el diámetro, la longitud, diseño del cuello del implante, diámetro coronal y diseño de espira, así como la diferencia de coeficiente de estabilidad dependiendo de la calidad ósea, por ello marcamos como objetivos de este estudio los siguientes puntos.

Objetivo 1; Comparar si la longitud de los implantes tiene influencia en la estabilidad entre los diferentes implantes utilizados en los diferentes momentos de la cicatrización.

Los implantes dentales utilizados para el presente estudio son los Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV, Screw Line de Camlog® denominados SL y Hexágono Interno Avinent denominados HI.

Dentro de las características macroscópicas está la longitud del implante dental, en todos ellos e incluso entre implantes de la misma empresa puede variar esta longitud, su valor se corresponde a lo que mide el implante dental desde el perfil más coronal hasta el otro extremo denominado ápice del implante, por tanto hay que indicar que los implantes dentales tienen cuatro medidas longitudinales del cuerpo, implantes de 8 mm, 10 mm, 11.5

mm, 13 mm y 16 mm en el caso de los TSV, y en casi todos los sistemas de implantes son parecidas, en algunos de ellos cambian la medida de 8 mm por la de 7mm, la de 10mm por la de 9 mm y la de 11.5 mm por la de 11mm de longitud, como es en el caso de los implantes SL de Camlog, cuando nos estamos refiriendo a los implantes HI de Avinent, las medidas son iguales a la de los implantes TSV a excepción el de 11.5 que es de 11mm de longitud.

Para realizar la comparativa con los implantes utilizados en el presente estudio de longitudes similares para evaluar su grado de estabilidad y para poder compararse entre ellos, en todos los casos toda la porción longitudinal del implante va a quedar en contacto con el hueso circundante en toda su circunferencia.

En el presente estudio, de todas las medidas posibles se han tomado los implantes de 13 mm de longitud para los tres sistemas utilizados, esta medida estará denominada como implante largo y al final de su denominación por tanto tendrá una “l” minúscula que le dará esta característica, en cuanto a la otra longitud utilizada que se denomina corta va a ser la de 11.5 mm para los implantes TSV y de 11 mm para los implantes HI y SL, estas tres medidas se van a denominar cortas para el presente estudio y llevarán una “c” en minúscula para identificar esta característica.

No se establece comparativa entre longitudes similares de diferentes sistemas ya que estas no existen por ser idénticas en todos los casos.

Igualmente no se establece comparativa longitudinal entre los diferentes momentos de la osteointegración ya que la longitud de los implantes usadas siempre son las mismas, por todo ello y con la característica de la longitud de los implantes dentales seleccionados para el presente estudio se forman los grupos comparativos.

Por tanto compararemos los resultados obtenidos en cada uno de los tiempos de las medidas:

- En el momento de la colocación que es el tiempo uno, evaluando la estabilidad mecánica.
- En el momento del descubrimiento que es el tiempo dos para evaluar la influencia de la osteointegración.
- En un tercer tiempo una vez habiendo recibido la carga y por tanto la reordenación ósea y su adaptación a las cargas prostodóncicas.

Con todas estas variables presentadas, y la mezcla de todas ellas harán la conformación de los grupos de estudio de la presente hipótesis de trabajo de esta tesis, intentando establecer los grupos comparativos de la siguiente manera para su estudio:

- Tiempo 1; en el momento de la colocación de los implantes dentales.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV,
 - 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 3.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVec– TSVel.
 - 4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 4.1 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVmc– TSVml.
 - 4.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 4.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVac– TSVal.
 - Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto versus 3.8 mm de Ø de 11 mm L denominado medio, SLec – SLel.
 - 4.3 mm Ø de 11 mm L denominado corto versus 4.3 mm de Ø de 11 mm L denominado medio, SLmc – SLml.

- Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HIec– Hiel.
 - 4.2 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 4.2 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HImc– HIml.
 - 4.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 4.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HIac– HIal.
- Tiempo 2, en el momento del descubrimiento de los implantes dentales a los tres meses de la colocación.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV.
 - 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 3.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVec– TSVel.
 - 4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 4.1 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVmc– TSVml.
 - 4.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 4.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVac– TSVal.
 - Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto versus 3.8 mm de Ø de 11 mm L denominado medio, SLec – SLel.
 - 4.3 mm Ø de 11 mm L denominado corto versus 4.3 mm de Ø de 11 mm L denominado medio, SLmc – SLml.
 - Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HIec– Hiel.
 - 4.2 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 4.2 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HImc– HIml.

- 4.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 4.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HIac– HIal.
- Tiempo 3: a los tres meses de la colocación de su prótesis definitiva.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV.
 - 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 3.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVec– TSVel.
 - 4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 4.1 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVmc– TSVml.
 - 4.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 4.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVac– TSVal.
 - Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto versus 3.8 mm de Ø de 11 mm L denominado medio, SLec – SLel.
 - 4.3 mm Ø de 11 mm L denominado corto versus 4.3 mm de Ø de 11 mm L denominado medio, SLmc – SLml.
 - Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HIec– Hiel.
 - 4.2 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 4.2 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HImc– HIml.
 - 4.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 4.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HIac– HIal.

La conformación de estos grupos y longitudes de los implantes dentales servirá para establecer si la discrepancia entre las diferentes longitudes de los implantes con iguales diámetros corporales y características microscópicas y macroscópicas es un factor diferencial de

estabilidad de los implantes dentales en los diferentes tiempos de cicatrización ósea, de haber diferencias estadísticamente significativas entre los grupos marcados quedaría establecido que la longitud si es un factor determinante de la estabilidad de los implantes dentales.

También podría darse el caso de que los grupos no tuvieran diferencias estadísticamente significativas como sostienen otros autores, por lo que la diferencia de longitud de los implantes dentales no sería una característica diferencial de la estabilidad.

Otra de las posibilidades es que estas diferencias estadísticamente significativas aparecieran solo en algunos modelos de implantes o en alguna de las empresas comerciales estudiadas, lo que nos indicaría que habría alguna característica diferenciales entre los diferentes modelos de implantes, que se están valorando entre los diferentes objetivos de la presente tesis que nos estaría indicando que no es la longitud del implante sino la característica diferencial de diseño macroscópico la que nos establece esa diferencia de datos y significativa de los diferentes modelos de implantes dentales usados en el presente estudio.

Otro parámetro a estudiar es la evolución del coeficiente de estabilidad desde que este es colocado en boca hasta que está sometido a cargas protésicas. Debido a que la longitud no es determinante del coeficiente de estabilidad de los implantes, estos los vamos a agrupar por diámetros siendo TSVe el implante estrecho de 3,7mm., TSVm el implante medio de 4,1mm y TSVa el implante ancho de 4,7mm, así igual con los implantes de Avinent® H1e para el implante estrecho con diámetro 3,8mm, H1m para el implante medio de 4,2mm y H1a para el implante ancho de 4,8mm. Así para el implante SL de Camlog® se denominará SLe para el implante estrecho de 3,8mm y 4,3mm de diámetro implante medio SLm. Quedando los grupos de estudio de la siguiente manera.

Grupo1. Comparamos los implantes TSVe de Zimmer dental entres los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo2. Comparamos los implantes TSVm de Zimmer dental® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo3: Comparamos los implantes TSVa de Zimmer dental® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo4. Comparamos los implantes SLe de Camlog en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo5. Comparamos los implantes SLm de Camlog® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo 6: Comparamos los implantes H1e de Avinent® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo 7: Comparamos los implantes H1m de Avinent® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo 8: Comparamos los implantes H1a de Avinent® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Agrupamos los implantes por diámetros sin tener en cuenta la longitud y sin diferencia entre casas comerciales. Quedando el grupo de estudio de la siguiente manera.

Grupo 9: Comparamos los implantes estrechos en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo 10: Comparamos los implantes estrechos en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.

- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Objetivo 2; Comparar si la discrepancia entre diámetro corporal y coronal de los implantes dentales tiene influencia en la estabilidad en los diferentes momentos de la cicatrización.

Otras de la variables de este estudio es el diámetro coronal de los implantes, en todos ellos e incluso entre implantes de la misma empresa puede variar este diámetro coronal del implante, su valor se corresponde a lo que mide el diámetro de la circunferencia de la porción más coronal del implante y que va a quedar en contacto con la cresta ósea en toda su circunferencia y expuesto hacia la boca cuando se coloca el implante en el interior del hueso, está diseñado para retener los diferentes componentes protésicos y por todo ello es la receptora de la carga oclusal del paciente. En algunos de los casos es igual al diámetro corporal de los diferentes modelos de implantes utilizados y en otros casos es diferente, recordemos que en este estudio se han utilizado implantes dentales de 3.7 mm Ø denominados estrechos, 4.1 mm Ø denominados medios y 4.7 mm de Ø denominados anchos para los implantes dentales TSV en su porción corporal, en este sistema de implantes el diámetro del cuerpo del implante es diferente a la parte coronal del mismo siendo esta inferior en diámetro creando una zona de transición entre el cuerpo del implante y la región más coronal del éste. Por lo tanto, los implantes de 3.7 mm Ø y de 4.1 mm Ø tienen un diámetro coronal igual de 3.5 mm Ø, mientras que los implantes de 4.7 mm de diámetro tienen un diámetro coronal de 4.5 mm. Así que habrá que estudiar si esta variación entre el diámetro coronal y del cuerpo del implante tiene alguna influencia en la estabilidad de los implantes dentales en los diferentes tiempos de cicatrización de los mismos estableciéndose varios grupos como son:

- Objetivo 2a.-Implantes Taper Screw Vent denominados TSV, de diámetro estrecho de 3.7 mm. Ø y con un diámetro coronal de 3.5 mm. Ø, se van a comparar con implantes de diámetro medio, como son los implantes de 4.1 mm. Ø y diámetro coronal de 3.5 mm. Ø, de la misma empresa y esto servirá para establecer si la discrepancia entre el diámetro coronal y corporal de los implantes dentales es un factor diferencial en las medidas de estabilidad de los mismo. De haber en el estudio estadístico diferencias significativas habría que definir, si es solo en por un motivo mecánico que se produce el día de la colocación de los implantes dentales al colocarlos sobre el lecho óseo, o tiene un fundamento biológico que se produce por aposición en el descubrimiento o por una reordenación celular ósea por la carga a los tres meses de la misma, de no haber diferencias estadísticamente significativas se podrá inferir que el cambio de diámetro de la parte coronal a la corporal no influye en la estabilidad de los implantes dentales.

Por tanto se compararan los resultados obtenidos en cada uno de los tiempos de las medidas de la estabilidad del implante dental, en el momento de la colocación que es el tiempo uno, evaluando la estabilidad mecánica, en el momento del descubrimiento que es el tiempo dos para evaluar la influencia de la osteointegración y en un tercer tiempo una vez habiendo recibido la carga y por tanto la reordenación ósea y su adaptación a las cargas prostodóncicas.

- TSV 3.7 mm Ø y diámetro coronal de 3.5 mm Ø, comparados con TSV 4.1 mm Ø y diámetro coronal de 3.5 mm Ø,
 - Tiempo 1.
 - Tiempo 2.
 - Tiempo 3.

En el caso de que no hubiera diferencias estadísticamente significativas entre estos dos implantes se agruparán para compararlos con los implantes

de diámetro coronal 4,5mm. Quedando los grupos de estudio de la siguiente manera:

- TSVe/TSVm con diámetro coronal de 3,5mm. Ø comparados con el implante ancho de 4,5mm. Ø de diámetro coronal.
 - Tiempo 1.
 - Tiempo 2.
 - Tiempo 3.
- Objetivo 2b.- En el caso de los implantes HI de la empresa Avinent, comercializan implantes de 3.8 mm Ø, de 4.2 mm Ø y de 4.8 mm Ø referidos al cuerpo del implante dental, siendo el diámetro coronal de 4.1 mm Ø para los tres diámetros de implantes antes referidos, por lo tanto no se pueden comparar, ya que las diferencias vendrían determinadas bien por el diámetro corporal bien por la longitud, que ninguno es objetivo de este punto.
- Objetivo 2c: En el caso de los implantes SL de la empresa Camlog, los implantes dentales de 3.8 mm Ø, y los de 4.3 de mm Ø, mantienen este diámetro tanto en el cuerpo del implante como es su porción más coronal, por lo tanto no se puede comparar la discrepancia entre ambas ya que no existe, por ello solo se comparará de estas características de los implantes de Camlog, la que está referida a su diámetro corporal en el apartado correspondiente, siendo una variable del estudio su variación de diámetro coronal pero no en este objetivo.

Objetivo 3: Comparar si los diámetros corporales de los implantes tienen influencia en la estabilidad entre los distintos tipos de implantes utilizados, en los diferentes momentos de la cicatrización.

Otras de la variables a estudiar dentro de las características macroscópicas de los implantes dentales está el diámetro del cuerpo de los mismos, en todos ellos e incluso entre implantes de la misma empresa puede variar este diámetro, su valor se corresponde a lo que mide el diámetro de la circunferencia del cuerpo del implante incluyendo la espira del mismo, por tanto hay que indicar que los implantes dentales tienen dos medidas de cuerpo, la distancia entre los perfiles más externos de las espiras que es el considerado diámetro de implante y la distancia de los valles del las espiras, en ambos casos todos los elementos van a quedar en contacto con el hueso circundante en toda su circunferencia ya que la parte interna se acoplará a la osteotomía realizada por la fresa final del sistema de implantes utilizado y las espiras se introducirán en el hueso circundante al mismo y le darán retención y estabilidad. Recordemos que en este estudio se han utilizado implantes dentales:

1. Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV,
 - 3.7 mm Ø denominados estrechos, denominado “TSVe”
 - 4.1 mm Ø denominados medios, denominado “TSVm”
 - 4.7 mm Ø denominados anchos denominado “TSVa”
2. Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø como estrechos denominado “SLe”
 - 4.3 de Ø como medio denominado “SLm”
3. Hexágono Interno Avinent en su porción corporal.
 - 3.8 mm Ø como estrechos denominado “HIe”
 - 4.2 mm Ø como mediosdenominado “him”
 - 4.8 mm Ø como anchos denominado “HIa”

Por lo tanto la conformación de estos grupos y medidas corporales servirá para establecer si la discrepancia entre los diámetros corporales tanto de implantes de la misma empresa como de empresas distintas es un factor diferencial de estabilidad primaria, de los implantes dentales en los diferentes tiempos de cicatrización ósea, de haber diferencias estadísticamente significativas habría que definir si es solo por un motivo mecánico que se produce el día de la colocación de los implantes dentales, cuya influencia viene dada por el contacto del alma del implante con el hueso y otro factor fundamental es que la espira queda introducida en el hueso, por tanto pudiera ser que el diámetro entre implantes de la misma empresa y por tanto con igual diseño macroscópico tuvieran diferencias significativas o bien que los implantes de igual diámetro las tuvieran, por tanto la influencia no sería el diámetro sino el diseño del cuerpo y de las espiras de los implantes, o bien que todos los elementos antes mencionados tuvieran esas diferencias. Otra posibilidad es que el fundamento fuera biológico, bien por aposición y osteointegración en el descubrimiento o por una reordenación celular ósea por la carga después de la osteointegración a los tres meses de la misma, de no haber diferencias estadísticamente significativas se podrá inferir que el cambio de diámetro de la parte corporal no influye en la estabilidad de los implantes dentales, en caso contrario si tuviera influencia habría que valorar si esta diferencia está debida al diseño o al cambio de plataforma.

Por tanto, compararemos los resultados obtenidos en cada uno de los tiempos de las medidas:

- En el momento de la colocación que es el tiempo uno, evaluando la estabilidad mecánica.
- En el momento del descubrimiento que es el tiempo dos para evaluar la influencia de la osteointegración.

- En un tercer tiempo una vez habiendo recibido la carga y por tanto la reordenación ósea y su adaptación a las cargas prostodóncicas.

Con todas estas variables presentadas, y la mezcla de todas ellas harán la conformación de los grupos de estudio de al presente hipótesis de trabajo de esta tesis, intentando establecer los grupos comparativos de la siguiente manera para su estudio;

- Tiempo 1; en el momento de la colocación de los implantes dentales.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV,
 - 3.7 mm Ø denominado estrecho, versus 4.1 mm Ø denominado medio, TSVe – TSVm.
 - 3.7 mm Ø denominado estrecho, versus 4.7 mm Ø denominado ancho, TSVe – TSVa.
 - 4.1 mm Ø denominado medio, versus 4.7 mm Ø denominado ancho, TSVm – TSVa.
 - Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.3 de Ø denominado medio, SLe – SLm.
 - Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.2 mm Ø denominado medio, HLe – HIm.
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.8 mm Ø denominado ancho, HLe – HLa.
 - 4.2 mm Ø denominado medio versus 4.8 mm Ø denominado ancho, HIm – HLa.

- Tiempo 2, en el momento del descubrimiento de los implantes dentales a los tres meses de la colocación.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV,
 - 3.7 mm Ø denominado estrecho, versus 4.1 mm Ø denominado medio, TSVe – TSVm.
 - 3.7 mm Ø denominado estrecho, versus 4.7 mm Ø denominado ancho, TSVe – TSVa.
 - 4.1 mm Ø denominado medio, versus 4.7 mm Ø denominado ancho, TSVm – TSVa.
 - Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.3 de Ø denominado medio, SLe – SLm.
 - Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.2 mm Ø denominado medio, HLe – HIm.
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.8 mm Ø denominado ancho, HLe – HLa.
 - 4.2 mm Ø denominado medio versus 4.8 mm Ø denominado ancho, HIm – HLa.
- Tiempo 3 a los tres meses de la colocación de su prótesis definitiva.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV.
 - 3.7 mm Ø denominado estrecho, versus 4.1 mm Ø denominado medio, TSVe – TSVm.
 - 3.7 mm Ø denominado estrecho, versus 4.7 mm Ø denominado ancho, TSVe – TSVa.
 - 4.1 mm Ø denominado medio, versus 4.7 mm Ø denominado ancho, TSVm – TSVa.

- Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL.
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.3 de Ø denominado medio, SLe – SLm.
- Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.2 mm Ø denominado medio, HLe – Him.
 - 3.8 mm Ø denominado estrecho versus 4.8 mm Ø denominado ancho, HLe – HLa.
 - 4.2 mm Ø denominado medio versus 4.8 mm Ø denominado ancho, HIm – Hia.

Todas estas variables indicadas anteriormente en cuanto a las características de diferentes diámetros de los implantes dentales en cada uno de los diferentes grupos que se pueden conformar por empresas de implantes usadas en el presente estudio y sus diferentes denominaciones para evaluarlos entre sí, como grupos de estudio comparativos entre ellos.

Objetivo 4: Comparar si la diferencia de cuello pulido versus cuello tratado de los implantes tiene influencia en la estabilidad entre los diferentes implantes utilizados en los diferentes momentos de la cicatrización.

De los diferentes modelos de implantes dentales utilizados en el presente estudio, estos presentan unas características diferenciales en cuanto al tratamiento superficial de la parte más coronal del mismo, estas diferencias pueden hacer que su nivel de medida de la estabilidad varíe de unos modelos de implantes a otros en función de sus características y de sus momentos de cicatrización. Por tanto la comparativa de las medidas servirá para establecer si el distinto tratamiento superficial del cuello del implante es un factor diferencial en cuanto al nivel de estabilidad de los implantes dentales. De haber diferencias estadísticamente significativas

entre ellos, bien habría que definir diversos escenarios que se nos plantearía.

Que la diferencia entre los mimos es la causa de la discrepancia de las medidas obtenidas.

Que los tiempos de cicatrización influyen o no en las diferentes medidas de la estabilidad de los implantes dentales.

En este último caso si es sólo por un motivo mecánico que se produce el día de la colocación de los implantes dentales o tiene un fundamento biológico, que se produce bien por osteointegración en el día del descubrimiento o por una reordenación celular ósea por la carga a los tres meses de la misma. De no haber diferencias estadísticamente significativas se podrá inferir que el tratamiento de la parte coronal no influye en la estabilidad de los implantes dentales en función de los tiempos de cicatrización ósea.

Este tipo de modalidad del tratamiento de la parte más coronal de los diferentes modelos de implantes dental del presente estudio es altamente divergente en cuanto a modalidad, así tenemos una porción pulida en los implantes TSV independientemente del diámetro y longitud del mismo de 1.2 mm de altura vertical, a la que se añade una distancia a la primera espira de 1.3 mm más lo que hace que la altura total hasta la primera espira desde la parte más coronal sea de 2.5 mm de altura, numerosos autores afirman que la aposición ósea se realiza siempre por debajo de la parte pulida, incluso más mucho de ellos aseguran que dicha aposición se realiza en el borde la primera espira que es donde hay estímulo óseo, por lo que si estas afirmaciones fueran ciertas, ya que la estabilidad se produce por aposición y nivel óseo, tendrían una estabilidad mayor en los primeros momentos y la iría perdiendo bien en el mismo modelo de implante, bien con los otros modelos de implantes a medida que van pasando los tiempos de las medidas que son los diferentes tiempos de cicatrización. Esto es debido a que el tratamiento de la superficie del implante no se produce hasta el 1.2

mm, la distancia desde la parte más coronal al cuello pulido y este modelo de implante TSV por estas características debería de presentar una estabilidad menor que el resto si la parte coronal de los mismos tuviera una influencia decisiva en ello.

Por otro lado están los implantes de la empresa Camlog, que mantienen un cuello pulido de 1.4mm. de altura, sustancialmente superior a los implantes TSV, por lo que si la altura de la zona pulida fuera la razón de las diferencias entre los coeficientes de estabilidad en cualquiera de los tiempos realizados excepto, en el día de la colocación de los implantes (ya que se toma una medida externa a esta característica).

Por último el implante de Avinent que tiene una conformación de la parte coronal que según diversos estudios es capaz de mantener los niveles óseos en la parte más coronal, ya que no tiene parte pulida desde su borde coronal y mantiene además una doble espira desde donde comienza la cabeza del implante hasta la parte más apical del implante dental, lo que le confiere según autores una estabilidad superior, con mantenimiento óseos mayores. Por ello este implante, si esta característica fuera cierta, tendría la capacidad en cualquiera de los momentos de la medida de la estabilidad de los implantes dentales de una estabilidad mayor, excepto en la primera medida, ya que el criterio de colocación final del implante es el mismo para todos ellos, a excepción de que la causa fuera la doble espira coronal, pero en ningún caso la superficie pulida o incluso la altura de la misma. Esta diferencia de las medidas de la estabilidad de los implantes dentales sería mayor a medida que van pasando los momentos de cicatrización ósea, estos valores se acentuarían el día del descubrimiento ya que la aposición ósea estaría a borde coronal, a 1 y 1,4mm por debajo en los otros dos modelos antes citados, pero sería más discrepante en la tercera medida posterior a la carga de los implantes y remodelación ósea por la misma, estas diferencias se exacerbarían ya que la remodelación ósea debería de hacer que las discrepancias de estabilidad, al mantener un nivel óseo a borde coronal del mismo en los implantes Avinent y estar al menos en los otros dos modelos de

implantes muy por debajo de este nivel, un mínimo de hasta en 1.2 mm en los implantes TSV o incluso los 2.5 mm según autores que es donde termina la parte coronal del implante por la remodelación ósea debido a la por la carga.

Por lo tanto, compararemos los resultados obtenidos en los siguientes tiempos. En el momento de la colocación, que es el tiempo uno, evaluando la estabilidad mecánica; en el momento dos o del descubrimiento, para evaluar la influencia de la osteointegración en los implantes dentales y en un tercer tiempo, una vez recibida la carga y por tanto la reordenación ósea y su adaptación a las cargas prostodóncicas.

- En primer lugar compararemos los dos sistemas de implantes con cuello pulido, SL de Camlog y TSV de Zimmer, para comprobar si hay diferencias significativas entre ambos implantes en los tres tiempos de medidas, quedando los grupos de estudio de la siguiente manera.
 - Tiempo1: SL vs TSV.
 - Tiempo 2: SL vs TSV.
 - Tiempo 3: Sl vs TSV.

En el caso de que no hubiera diferencias estadísticamente significativas entre las dos casas de implantes, estas se agruparían en un único grupo frente a los implantes de cuello tratado HI de Avinent.

- Si no hay diferencias estadísticamente significativas entre los implantes SL y TSV la comparativa de los grupo quedaría de la siguiente manera.
 - Tiempo1: SL/TSV vs HI.
 - Tiempo2: SL/TSV vs HI.
 - Tiempo3: SL/TSV vs HI.
- Si hay diferencias estadísticamente significativas entre los implantes SL y TSV la comparativa se haría de forma independiente quedando los grupos de la siguiente manera.
 - Tiempo 1:
 - TSV vs. HI.

- TSV vs SL.
- Tiempo 2:
 - TSV vs. HI.
 - TSV vs SL.
- Tiempo3:
 - TSV vs. HI.
 - TSV vs SL.

Objetivo 5: Comparación de los tres sistemas de implantes según diseño de espira independiente del cuello, diámetro del cuerpo, diámetro coronal y longitud del implante.

Otras de las características macroscópicas de los implantes, se encuentra el diseño de espira de los mismos, pudiendo ser de rosca estándar, en la cual se encontrarían aquellos implantes con un paso de espira único, un diseño de doble paso de espira que quiere decir que en la parte más coronal empiezan dos espiras enfrentadas por 180° que circunvalan en espiral todo el cuerpo del implante y por último el triple filo de rosca, que como en el caso anterior en vez de empezar dos espiras empiezan tres espiras en la parte del cuello del implante en las posiciones 0°, 120° y 240° que también circunvalan el cuerpo del implante en espiral desde el principio del cuello hasta el ápice del implante. Entre estos dos últimos de doble y triple paso de espira se encontrarían los implantes objeto de este estudio, siendo de triple paso de espira el implante TSV y de doble paso de espira los otros dos sistemas de implante.

Los tres sistemas de implantes dentales poseen un sistema de forma de espira denominado autorroscante que quiere decir que tienen un diseño de inclinación por el cual labran su propio paso de rosca dentro de la osteotomía realizada en el acto quirúrgico.

Las propiedades más importantes que le confieren el doble paso o el triple paso de espira es que hay mayor número de espiras que entran en íntimo contacto con la porción ósea en el momento de la colocación del implante dental al roscarlo en la osteotomía realizada, este hecho produce que el implante pueda variar en los registros de toma de su estabilidad, aumentando o disminuyendo la estabilidad primaria del mismo.

Otra de los elementos diferenciales entre los tres sistemas de implantes en relación con las espiras de los mismos, es su tamaño valorado en la distancia horizontal que hay desde el borde del cuerpo del implante donde nace la espira hasta el perfil de la misma espira, medida linealmente, en el caso de los tres implantes que pertenecen a este estudio, hay hechos diferenciales como es en el caso de los implantes Camlog, en los cuales las espiras son más amplias tanto en sentido de tamaño medido en horizontal y linealmente desde el cuerpo del implante donde nace la espira hasta el borde o perfil de la misma, como en el sentido vertical de la altura de la espira medida de su parte más coronal a apical, también linealmente, esta característica podría incidir también en los resultados de la estabilidad de los implantes dentales medidos en el presente estudio.

Por otra parte aunque las espiras que presentan los sistemas de implantes de los implantes HI y TSV tienen las mismas cotas de tamaño, tanto de altura vertical como horizontal, medida en los dos planos, se diferencian en que el implante TSV es triple paso de espira y el implante HI es doble paso de espira, pero además este último presenta en la parte de la cabeza del implante una doble micro espira más pequeña que la que le rodea su cuerpo que le podría conferir un diferente grado de estabilidad en las medidas del presente estudio.

La influencia de la espiras en cuanto a la medida de la estabilidad no se establece en los periodos en los cuales los implantes ya están osteointegrados, pues en estos periodos lo verdaderamente influyente son

otras características macroscópicas y sobre todo de las características microscópicas, en cuanto a su tratamiento de superficie, pero las espiras del implante si tienen una gran influencia en el momento de la colocación de los implantes dentales, ya que la modificación del numero de espiras, o la modificación del tamaño de las espiras o incluso la modificación de poseer o no espiras en el cuello del implante, nos darán una serie de elementos diferenciales en el momento de la colocación de los mismos, en el cual el implante a entrado en su osteotomía en el momento de su roscado que le podrían hacer tener datos de tomas de registros de estabilidad diferentes en función de sus espiras.

En el caso de que longitud fuese un factor determinante para la estabilidad del implante, tendríamos, como es obvio, decir que se debe de mantener la longitud del implante dental, ya que a mayor longitud del implante el numero de espiras del mismo aumenta pudiendo variar por tanto la toma de registros de la estabilidad de los implantes dentales al presentar un mayor número de espiras introducidas en el hueso, pero como no es un factor determinante, podemos agrupar los implantes independientemente de la longitud.

No hay que olvidar que el mantenimiento del diámetro implante en las tomas de registros efectuadas para evaluar estos datos se tiene que mantener parecido, ya que la variación de diámetro sería muy importante y haría que la cantidad de espiras introducidas en el hueso fuera mayor ya que el eje circunferencial de los implantes de mayor diámetro está circunvalado en todo el por las espiras de los implantes dentales pudiendo variar la toma de registros.

- Tiempo 1; en el momento de la colocación de los implantes dentales.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV:

- 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 3.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVec– TSVel.
 - 4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 4.1 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVmc– TSVml.
 - 4.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus 4.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVac– TSVal.
- Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL:
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto versus 3.8 mm de Ø de 11 mm L denominado medio, SLec – SLel.
 - 4.3 mm Ø de 11 mm L denominado corto versus 4.3 mm de Ø de 11 mm L denominado medio, SLmc – SLml.
 - Para los implantes Hexágono Interno Avinent:
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HIec– Hiel.
 - 4.2 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 4.2 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HImc– HIml.
 - 4.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus 4.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, HIac– HIal.
- Tiempo 1; en el momento de la colocación de los implantes dentales.
 - Para implantes estrechos y cortos.
 - TSV de 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus SL 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, TSVec– SLec.
 - TSV de 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus HI 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, TSVec– HIec.
 - SL de 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus HI 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, SLec– Hiec.

- Para implantes medios y cortos.
 - TSV4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus SL de 4.3mm Ø de 11 mm L denominado corto, TSVmc– SLmc.
 - TSV4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus HI de 4.2 mm Ø de 11 mm L denominado corto, TSVmc– HImc.
 - SL de 4.3 mm Ø de 11 mm L denominado corto, versus HI 3.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, SLmc– HImc.

- Para implantes anchos y cortos.
 - TSV de 4.7 mm Ø de 11.5 mm L denominado corto, versus HI 4.8 mm Ø de 11 mm L denominado corto, TSVac– HIac.

- Tiempo 1; en el momento de la colocación de los implantes dentales.
 - Para implantes estrechos y largos
 - TSV de 3.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, versus SL 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVel– SLel.
 - TSV de 3.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, versus HI 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVel– Hiel.
 - SL de 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, versus HI 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, SLel– Hiel.

 - Para implantes medios y largos.
 - TSV4.1 mm Ø de 13 mm L denominado largo, versus SL de 4.3mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVml– SLml.
 - TSV4.1 mm Ø de 13 mm L denominado largo, versus HI de 4.2 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSVml– HIml.
 - SL de 4.3 mm Ø de 13 mm L denominado largo, versus HI 3.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, SLml– Himl.

- Para implantes anchos y cortos
 - TSV de 4.7 mm Ø de 13 mm L denominado largo, versus HI 4.8 mm Ø de 13 mm L denominado largo, TSV al– HI al.

Objetivo 6: Determinar si hay diferencias significativas entre los distintos implantes en un tipo de hueso determinado.

Uno de los posibles determinantes de la estabilidad de los implantes independientemente de las características de dichos implantes, después de revisar la literatura publicada es la calidad ósea de la zona donde se colocan. Los implantes dentales utilizados para este estudio, Taper Screw Vent de Zimmer dental denominado TSV, Screw Line de Camlog denominado SL y HI de Avinent denominado HI, se han agrupado según el diámetro, quedando representado por la letra “e” todos aquellos implantes de diámetro estrecho de 3,7mm y 3,8mm. Representamos los implantes de diámetro mediano con la letra “m” y engloban aquellos de diámetros de 4,1mm para el implante TSV, 4,2 para el implante HI y 4,3 mm los implantes SL, de igual manera se representa con la letra “a” los implantes de diámetro ancho como son los implantes de 4,7mm TSV y 4,8 mm para los implantes HI.

Debido a las distintas calidades óseas que presenta el maxilar superior e inferior, queremos ver si hay diferencias significativas entre los diámetros de las distintas casas comerciales en los distintos tipos de hueso presentes en maxilar superior e inferior. Definimos la calidad ósea como la proporción de hueso cortical presente frente al hueso esponjoso, siendo la clasificación como especificó Lekholm y colaboradores.

5. Calidad ósea 1: Constituida por hueso compacto homogéneo.
6. Calidad ósea 2: Presenta una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso.
7. Calidad ósea 3: Muestra una capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia favorable.
8. Calidad ósea 4: Capa delgada de cortical rodeando un núcleo de

hueso trabecular de baja densidad.

Por lo tanto para realizar el estudio se han hecho distintos grupos:

Grupo 1: Calidad ósea tipo 1 tiempo 1.

- 1.1. Implante estrecho frente implante de diámetro mediano y cortos. Ec frente a mc.
- 1.2. Implante mediano corto frente ancho corto: mc vs ac.
- 1.3. Implante estrecho corto frente ancho corto: ec vs ac.

Grupo 2: Calidad ósea tipo 1 tiempo 2.

- 2.1. Implante estrecho corto frente implante mediano corto: ec vs mc.
- 2.2. Implante mediano corto frente ancho corto: mc vs ac.
- 2.3. Implante estrecho corto frente ancho corto: ec vs ac.

Grupo 3: Calidad ósea tipo 1 tiempo3.

- 3.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro mediano y cortos. Ec frente a mc.
- 3.2. Implante mediano corto frente ancho corto: mc vs ac.
- 3.3. Implante estrecho corto frente ancho corto: ec vs ac.

Grupo 4: Calidad ósea tipo 2 tiempo1.

- 4.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro mediano. Ec vs mc y el vs ml.
- 4.2. Implante mediano frente ancho corto: mc vs ac y ml vs al.
- 4.3. Implante estrecho frente ancho corto: ec vs ac y el vs al.

Grupo 5: Calidad ósea tipo 2 tiempo 2.

- 5.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro medianos. Ec vs mc y el vs ml.
- 5.2. Implante mediano frente ancho : mc vs ac y ml vs al.
- 5.3. Implante estrecho frente ancho: ec vs ac y el vs al.

Grupo 6: Calidad ósea tipo 2 tiempo 3.

- 6.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro medianos. Ec vs mc y el vs ml.
- 6.2. Implante mediano frente ancho: mc vs ac y ml vs al.
- 6.3. Implante estrecho frente ancho: ec vs ac y el vs al.

Grupo 7: Calidad ósea tipo 3 tiempo 1.

- 7.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro medianos. Ec vs mc y el vs ml.
- 7.2. Implante mediano corto frente ancho: mc vs ac y ml vs al.
- 7.3. Implante estrecho corto frente ancho: ec vs ac y el vs al.

Grupo 8: Calidad ósea tipo 3 tiempo 2.

- 8.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro mediano. Ec vs mc y el vs ml.
- 8.2. Implante mediano frente ancho: mc vs ac y ml vs al.
- 8.3. Implante estrecho frente ancho: ec vs ac y el vs al.

Grupo 9 : Calidad ósea tipo 3 tiempo 3.

- 9.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro mediano. Ec vs mc y el vs ml.
- 9.2. Implante mediano frente ancho: mc vs ac y ml vs al.
- 9.3. Implante estrecho frente ancho: ec vs ac y el vs al.

Grupo 10 : Calidad ósea tipo 4 tiempo 1.

- 10.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro mediano. Ec vs mc el vs ml.
- 10.2. Implante mediano corto frente ancho corto: mc vs ac y ml vs al.
- 10.3. Implante estrecho corto frente ancho corto: ec vs ac y el vs al.

Grupo 11: Calidad ósea tipo 4 tiempo 2.

- 11.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro mediano y cortos. Ec vs mc y el vs ml.
- 11.2. Implante mediano corto frente ancho corto: mc vs ac y ml vs al.
- 11.3. Implante estrecho corto frente ancho corto: ec vs ac y el vs ac.

Grupo 12: Calidad ósea tipo 4 tiempo 4.

- 12.1. Implante estrecho frente implantes de diámetro mediano y cortos. Ec vs mc y el vs ml.
- 12.2. Implante mediano corto frente ancho corto: mc vs ac y ml vs al.
- 12.3. Implante estrecho corto frente ancho corto: ec vs ac y el vs ac.

Objetivo 7: Saber si existen diferencias entre los implantes de iguales características en distintos tipos de hueso.

Los implantes dentales utilizados para este estudio, Taper Screw Vent de Zimmer dental denominado TSV , Screw Line de Camlog denominado SL y HI de Avinent denominado HI, se han agrupado según el diámetro, quedando representado por la letra “e” todos aquellos implantes de diámetro estrecho de 3,7mm y 3,8mm. Representamos los implantes de diámetro mediano con la letra “m” y engloban aquellos de diámetros de 4,1mm para el implante TSV, 4,2 para el implante HI y 4,3 mm los implantes SL, de igual manera se representa con la letra “a” los implantes de diámetro ancho como son los implantes de 4,7mm TSV y 4,8 mm para los implantes HI, quedando

la distribución como en la tabla X. Debido a las distintas calidades óseas que presenta el maxilar superior e inferior, queremos ver si la calidad ósea también es un factor determinante para el coeficiente de estabilidad de éstos. Definimos la calidad ósea como la proporción de hueso cortical presente frente al hueso esponjoso, siendo la clasificación como específico Lekholm y colaboradores.

9. Calidad ósea 1: Constituida por hueso compacto homogéneo.
10. Calidad ósea 2: Presenta una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso.
11. Calidad ósea 3: Muestra una capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia favorable.
12. Calidad ósea 4: Capa delgada de cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.

Por lo tanto para realizar el estudio se han hecho distintos grupos:

Grupo 1: Comparamos los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 1 y calidad 2.

- 1.1. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 2.
- 1.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 2.
- 1.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 2.

Grupo 2: Comparamos los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 1 y calidad 3.

- 2.1. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 2.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 2.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo3: Comparamos los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 1 y calidad 4.

- 3.1. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 3.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 3.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Grupo 4: Comparamos los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 2 y calidad 3.

- 1.1. Implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 1.2. Implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 1.3. Implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 5: Comparamos los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 2 y calidad 4.

- 5.1. Implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 5.2. Implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 5.3. Implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Grupo 6: Comparamos los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 3 y calidad 4.

- 6.1. Implantes estrechos de hueso calidad 3 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.

6.2. Implantes medianos en hueso calidad 3 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.

6.3. Implantes anchos en hueso calidad 3 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Grupo 7: Comparamos los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 1 y calidad 2.

7.1. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 2.

7.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 2.

7.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 2.

Grupo 8: Comparamos los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 1 y calidad 3.

12.1. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.

12.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.

12.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 9: Comparamos los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 1 y calidad 4.

9.1. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.

9.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.

9.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Grupo 10: Comparamos los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 2 y calidad 3.

- 10.1. Implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 10.2. Implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 10.3. Implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 11: Comparamos los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 2 y calidad 4.

- 11.1. Implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 11.2. Implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 11.3. Implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Grupo 12: Comparamos los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 3 y calidad 4.

- 12.1. Implantes estrechos de hueso calidad 3 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 12.2. Implantes medianos en hueso calidad 3 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 12.3. Implantes anchos en hueso calidad 3 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Grupo 13 : Comparamos los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 1 y calidad 2.

- 13.3. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 2.
- 13.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes

medianos en hueso calidad 2.

- 13.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 2.

Grupo 14: Comparamos los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 1 y calidad 3.

- 14.1. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 14.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 14.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 15: Comparamos los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 1 y calidad 4.

- 15.1. Implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 15.2. Implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 15.3. Implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Grupo 16: Comparamos los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 2 y calidad 3.

- 16.1. Implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 16.2. Implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 16.3. Implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 17: Comparamos los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 2 y calidad 4.

- 17.1. Implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 17.2. Implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 17.3. Implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Grupo 18: Comparamos los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 3 y calidad 4.

- 18.1. Implantes estrechos de hueso calidad 3 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 18.2. Implantes medianos en hueso calidad 3 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 18.3. Implantes anchos en hueso calidad 3 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

Objetivo 8. Saber si existen diferencias entre los implantes colocados en maxilar superior y maxilar inferior.

Según los revisado en la literatura, los implantes colocados en maxilar inferior, sobre todo en la zona intermentoniana, consiguen una mayor estabilidad frente a los implantes colocados en el maxilar superior. Para ello hemos agrupado los implantes TSV de Zimmer dental, SL de Camlog y HI de Avinent por diámetros y longitudes por tiempos de medida, en el momento de la colocación de los implantes que es el tiempo uno, en la segunda fase quirúrgica que es el tiempo dos y a los tres meses de estar sometidos a cargas oclusales que es el tiempo tres quedando de la siguiente manera.

Grupo 1: Comparamos todos los implantes de maxilar superior independientemente de longitud, diámetro y casa comercial frente a todos los implantes colocados en maxilar inferior en los tres tiempos.

- 1..1. Implantes maxilar superior vs. Implantes maxilar inferior. Tiempo 1.
- 1..2. Implantes maxilar superior vs. Implantes maxilar inferior. Tiempo 2.
- 1..3. Implantes maxilar superior vs. Implantes maxilar inferior. Tiempo 3.

Grupo2. Comparamos los implantes de maxilar inferior en los tres tiempos de medida.

- 2.1. Tiempo1 vs. Tiempo 2.
- 2.2. Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- 2.3. Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo3. Comparamos los implantes de maxilar inferior en los tres tiempos de medida.

- 3.1. Tiempo1 vs. Tiempo 2.
- 3.2. Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- 3.3. Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Pacientes y métodos

Este estudio fue planteado para conocer los valores de niveles de estabilidad de los implantes dentales en diferentes tiempos de cicatrización ósea, para lo cual se colocaron sobre pacientes un total de 86 implantes dentales del tipo que se detallan a continuación:

47 implantes dentales Taper Screw Vent (a partir de ahora TSV) de Zimmer Dental®

18 pacientes de los cuales 7 son hombres y 11 mujeres.

21 implantes dentales Screw Line (a partir de ahora SL) de Camlog Biotechnologies ®

8 pacientes de los cuales eran 3 mujeres y 5 hombres.

15 implantes Hexágono Interno (a partir de ahora HI) de Avinent®

8 pacientes de los cuales eran 4 mujeres y 3 hombres.

Todos los pacientes de este estudio se trataron en las clínicas universitarias de las instalaciones de la Escuela de Badal, durante el Curso de Experto de Implantología Básica y Avanzada y el Curso de regeneración Tisular, Título Propio de Experto dependiente de la Universidad Politécnica de Valencia y en la Institución Universitaria Mississippi, en el Master de Implantología, Periodoncia y Cirugía Bucal, Título Propio dependiente de la Universidad de Alcalá de Henares.

El tratamiento de los pacientes fue realizado por los internos de dichos Postgrados, todos los alumnos con ningún nivel de experiencia previo en la implantología dental, supervisados por profesores de los cursos anteriormente citados. Los internos no tenían conocimiento previo del

sistema de implantes a colocar. La toma de datos del presente estudio fue realizada siempre por el mismo operador.

1. Selección del paciente.

1.1. Historia clínica y Consentimiento informado: Día 1º.

En la primera cita, que es la fecha del primer contacto con todos los pacientes que asisten a ambas instituciones y sirvió para la evaluación de sus problemas odontológicos, todos ellos rellenaron personalmente su Historia Clínica completa que firmaron (Fig.44). Se les realizó por parte del profesorado la anamnesis correspondiente y se les practicó una exploración oral completa para descartar aquellos pacientes que no tenían ausencias dentales o no eran susceptibles de los diversos tratamientos específicos de cirugía bucal, implantología o periodoncia, a los cuales se les remitió a otros departamentos de postgrado como conservadora, ortodoncia etc.

The image shows two pages of a medical history form. The left page is titled 'HISTORIA CLÍNICA' and contains sections for patient data, medical history, and dental history. The right page contains a declaration and a signature. The form is filled out with handwritten and printed information.

HISTORIA CLÍNICA
Master de cirugía, implantología y periodoncia de la Institución Universitaria Missoupi de Madrid y Universidad de Alcalá

Fecha: 20/05/2019
Nombre: [redacted]
Fecha de nacimiento: 22-8-70
Sexo: H
Título: [redacted] Curso Electivo: H

HISTORIA MÉDICA
En las siguientes preguntas marque sí o no a la opción correcta. ESTAS RESPUESTAS SON CONFIDENCIALES.

	SI	NO
1. ¿Está usted en buen estado de salud?		
2. ¿Tiene alguna enfermedad crónica?		
3. ¿Toma o ha tomado recientemente algún medicamento?		
4. ¿Ha sufrido en el momento de la cirugía, durante o tras ella algún tipo de dolor?		
5. ¿Ha tenido reacciones adversas o alérgicas a algún medicamento?		
6. ¿Ha presentado o presentado alguna vez náuseas, vómitos, diarreas o dolor abdominal?		
7. ¿Ha tomado alguna vez o ha tomado recientemente algún fármaco en la zona de la cirugía?		
8. ¿Puede usted manejar la cirugía?		
9. ¿Ha estado usted alguna vez en contacto con la cirugía?		
HA PADECIDO O PADECE ALGUNA DE LAS SIGUIENTES ENFERMEDADES		
10. Anque al control regular de la cirugía, indica de inmediato:		
11. Enfermedades del corazón como angina, hipertensión, insuficiencia cardíaca, enfermedad de las coronarias (coronariopatía).		
12. Diabetes mellitus.		
13. Enfermedades del sistema nervioso.		
14. Enfermedades del sistema respiratorio.		
15. Enfermedades del sistema digestivo.		
16. Enfermedades del sistema urinario.		
17. Enfermedades del sistema reproductivo.		
18. Enfermedades del sistema circulatorio.		
19. Enfermedades del sistema inmunológico.		
20. Enfermedades del sistema endocrino.		

DECLARO que los datos que he facilitado en el presente cuestionario son ciertos a mi buen saber y entender.

Firma del Paciente: [signature]

Fig. 44. Historia clínica perteneciente a la Institución Universitaria de Madrid, cumplimentada por todos los pacientes.

Los pacientes que tenían ausencias dentales y que eran susceptibles de tratamientos en el propio departamento del postgrado, se les informó oralmente y entregó por escrito que, en el caso de ser pacientes susceptibles

Pacientes y métodos

de implantes dentales y por tanto poder ser incluidos en el presente estudio, si no presentaran ningún motivo de exclusión del mismo y quisieran participar en él, deberían devolver cumplimentado el consentimiento informado específico que se realizó para

el presente estudio, el cual, da acceso a la toma del registro de datos del mismo. (Fig. 45) Todos los pacientes que presentaban edentulismo parcial o total se les solicitó analítica sanguínea (Fig. 46) completa para poder evaluar en los mismos cualquier alteración que no se pudiera reconocer en las pruebas anteriores, y así poder evaluar patologías tales como problemas de coagulación, diabetes etc.

Independientemente de los datos registrados y los solicitados a todos los pacientes susceptibles de implantes dentales, se le realizó una Ortopantomografía (Fig. 47) de evaluación primaria en un ortopantomógrafo (Pax-150C de Vatech) este método diagnóstico radiológico permite valorar en una sola imagen bidimensional la mandíbula, el maxilar y el tercio inferior de los senos maxilares. Esta prueba diagnóstica permitió una aproximación al estado general dental, óseo y articular de los pacientes y tener una valoración previa de la patología posible del macizo facial oral detectable por este método.

[illegible]

Fig. 45: Consentimiento informado entregado para su lectura, a todos los pacientes tratados en este estudio.

PERFIL BIOQUÍMICO GENERAL (sin suero):			
	VALORES DE REFERENCIA (*)		
Glicemia	60 - 110	mg/dl	
Urea	10 - 30	mg/dl	
Creatinina	0.30 - 1.15	mg/dl	
Calcio total	120 - 250	mg/dl	
Triglicéridos	10 - 200	mg/dl	
Ácidos grasos	2.5 - 6.0	mg/dl	
Bilirrubina total	0 - 1	mg/dl	
Proteínas totales	6.6 - 8.7	g/dl	
Fosfatasa alcalina	0 - 279	U/L	
GGT (AST)	0 - 31	U/L	
GGT (ALT)	0 - 31	U/L	
GGT	7 - 32	U/L	
LDH	230 - 460	U/L	
CK: CK-MB	0 - 195	U/L	
CK-MB	8.0 - 10.5	mg/dl	
Fosforo	2.5 - 5.0	mg/dl	
Sodio	135 - 145	mEq/l	
Potasio	3.5 - 5.0	mEq/l	
Hemato	35 - 145	µg/dl	
Hemoglobina	202 - 336	mg/dl	
Capacidad total de satur. del hierro	272 - 453	µg/dl	
Ferritina	15 - 120	ng/ml	

HEMOGRAMA:		VALORES DE REFERENCIA (*)	
Serie roja:			
Hemátocrito (Hematoc)	4.4 - 6.0	ml/mm ³	
Hemoglobina (Hemog)	4.4 - 6.0	ml/mm ³	
Hematocrito (Hematoc)	14 - 18	g/dl	
Hemoglobina (Hemog)	12 - 16	g/dl	
Hematocrito (Hematoc)	45 - 52	%	
Hemoglobina (Hemog)	37 - 48	%	
Volumen corpuscular medio	85 - 108	fL	
Volumen corpuscular medio	27 - 34	pg	
Coeficiente de hemoglobina (coef. hemog)	33 - 35	g/dl	
Ancho de distribución (coef. distrib.)	15.2 - 16.5	%	
Serie blanca:			
Leucocitos	2,500 - 10,000	/mm ³	
Neutrófilos	480 - 7200	/mm ³	
Linfocitos	1,500 - 4,000	/mm ³	
Monocitos	200 - 800	/mm ³	
Eosinófilos	45 - 1200	/mm ³	
Basófilos	0 - 70	/mm ³	
Serie plaquetaria:			
Plaquetas	150,000 - 400,000	/mm ³	
Volumen plaquetario medio	7.4 - 11	fL	

VELOCIDAD DE SEDIMENTACIÓN GLOBAL:			
VSG (°) (mm en 1 hora)	1 - 13	mm/hora	
VSG (°) (mm en 1 hora)	1 - 20	mm/hora	

PRUEBAS DE COAGULACIÓN (*):			
T. de protrombina / Índice de Quick	80 - 130	%	
T. de tromboplastina parcial activada	25 - 40	seg	

	Norma para hombres	Mujeres	Valores para triatletas
Hemoglobina	14-18 g / dl	12-16 g/dl	> 16 g / dl
Hierro	80-150 µg/dl	60-140 µg / dl	> 80 µg / dl
Ferritina			> 130 µg / l
Proteínas total	6,6-8,7 g / dl		7,8-8,2mmol/l
Magnesio	0,8-1,0 mmol/l		0,9-1,0mmol/l
Potasio	3,6-5,4 mmol/l		4,6-5,4mmol/l
Calcio	2,1-2,9 mmol/l		2,5-2,9mmol/l

Fig.46 Ejemplo de analítica de sangre que se les solicita a los pacientes para participar en el estudio

Fig.46 Ejemplo de analítica de sangre que se les solicita a los pacientes para participar en el estudio

1.2. Analítica y Estudio fotográfico. Día 2°.

A todos los pacientes susceptibles de tratamiento con implantes dentales se les citó a los catorce días para evaluar los datos analíticos sanguíneos una vez obtenidos los resultados, aquellos que no tenían ninguna patología de base excluyente para el tratamiento con implantes dentales como puede ser los que presentan; trastornos psiquiátricos, enfermedades metabólicas o sistémicas que puedan afectar a la cicatrización ósea o de los tejidos blandos bucales, pacientes que hayan recibido terapia de radiación de cabeza o cuello o que presenten neoplasias. Igualmente se valoró si la analítica presenta alteraciones excluyentes para tratamiento quirúrgico de colocación de fijaciones endoóseas, como son, ciertas enfermedades autoinmunes, diabéticos mal controlados o problemas de alteración de la coagulación importante.

Los pacientes que no tenían ningún motivo de exclusión se les comenzó con el estudio previo para la evaluación de la posible colocación de implantes dentales, este estudio comienza por la serie fotográfica, la cual se les realizó con cámara réflex digital 400D de canon® (*Fig. 48*); Réflex es un sistema que permite observar por el visor una proyección original de lo que se va a captar, para ello se siguió los pasos siguientes.

En la cámara de fotos se coloca la opción manual en la rueda situada en la parte superior derecha de la cámara, se elige la velocidad de obturación (que permite controlar la velocidad de paralización de la imagen en acción) esta será de 1/125. La distancia focal F (es la

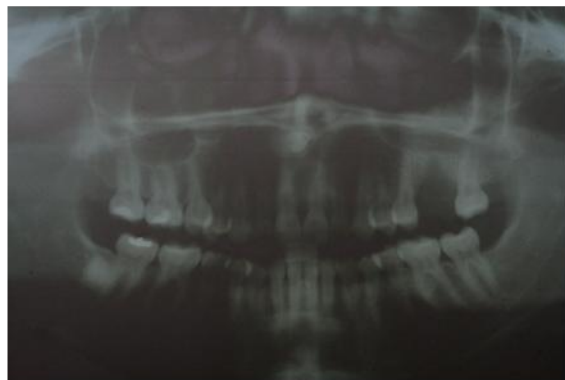


Fig.47. Ortopantomografía: Método diagnóstico bidimensional que nos permite valorar maxilar y mandíbula en la misma radiografía.

distancia de un punto particular de la lente hasta la posición de la imagen y determina el campo de visión de la lente, se mide en milímetros y se representa en la pantalla de la cámara con la letra F) usada en odontología para esta serie es de 100 milímetros, ya que permite obtener imágenes intraorales sin registrar áreas periorales como es la nariz o el mentón, que no van a ser útiles para el diagnóstico oral fotográfico. Se escoge un ISO de 100 (que es la sensibilidad de la cámara utilizando un macro de 100 mm.). La iluminación viene dada por el uso de un flash anular Sigma ® modelo EM-140DG, se programa este también en modo manual al igual que la cámara y esto se consigue pulsando en el botón MODE, teniendo en este caso tres opciones según la intensidad de la luz que emite el flash, se selecciona la opción $\frac{1}{4}$ pulsando el botón SEL y posteriormente los botones + y - para ir moviendo los parámetros. Una vez seleccionada la intensidad



Fig.48. Cámara de fotos Réflex de Cano®

de luz del flash anular, también se podrá elegir el modo de disparo, pudiendo ser esta salida de la luz del flash, unilateral, bilateral o permaneciendo encendido durante la realización de la foto intraoral, la mejor elección para las fotos en odontología es la opción en la que se

enciende el flash en el momento del disparo de la foto y de manera bilateral para evitar sombras en la foto obtenida.

El uso de los espejos intraorales, es necesario para la obtención de la fotografías del interior bucal, estos espejos se denominan de diferentes maneras según su localización, empezaremos con los espejos oclusales, los espejos utilizados son de la empresa ortodental USA, tienen forma cuadrangular y sirven para obtener los registros fotográficos de toda la arcada superior o inferior de los pacientes. Otras fotografías a registrar en los pacientes se realizan con los espejos denominados laterales también de ortodental USA, son más estrechos y largos que los anteriores y dan la capacidad de poder acceder más fácilmente a los sectores posteriores

laterales de la arcada dental (Fig.49). La utilización de los espejos intraorales para los registros fotográficos bucales se ayudan además de unos elementos plásticos denominados separadores labiales, estos evitan mediante su posicionamiento y tracción sobre el borde de los labios del paciente que no salgan los mismos en las fotos, ya que podrían ocupar o interferir en el registro

fotográfico efectuado, lo que podría ocultar algún área o imagen de interés.



Fig.50. Kit de espejos y separadores para fotos intraorales:

- a. Contrastadores.
- b. Espejo intraoral para fotos oclusales.
- c. Espejo intraoral para fotos laterales.
- d. Separadores de labios.

Para la realización de las fotos intraorales una vez ajustados los parámetros en la cámara fotográfica, se comienza con las fotos de frente;



Fig. 50. Foto intraoral de frente, donde se observa línea media, festoneado gingival etc.

Para ello se sienta al paciente en el sillón dental de manera que el plano oclusal de su boca esté paralelo al suelo de la habitación, se manda al paciente que abra la boca para facilitar la colocación de los separadores labiales, estos normalmente tienen dos partes ovaladas con un borde en forma de pinza que sirve para traccionar de los tejidos blandos periorales. Se introduce la parte ancha del separador en ambos lados de la boca del paciente (izquierdo y derecho) y se le dice al paciente que cierre la boca, de esta manera quedarán expuestos todos los dientes anteriores y posteriores por su cara externa y los tejidos blandos que los rodean. (Fig.50)

Pacientes y métodos

Para la obtención de las fotos oclusales del paciente se procede de la siguiente manera:

- Se tumba al paciente con el sillón dental quedando prácticamente



Fig.51. Fotografías intraorales oclusales de maxilar superior (a) e inferior (b).

paralelo al suelo. El paciente abre la boca y para poder obtener la foto oclusal superior se tracciona del labio superior con los separadores colocados en su posición correcta, uno de los operadores toma el espejo y lo introduce en la boca del paciente por su porción más ancha, hasta que éste llega al último molar del paciente y pega totalmente el espejo a las caras oclusales de los dientes inferiores, el operador con la cámara de fotos se sitúa en posición horaria a las 12 con respecto del paciente. Uno de los problemas que suelen suceder con los espejos intraorales es que una vez en boca y debido a la respiración del paciente, este se empaña, impidiendo la realización de la fotografía dental, para evitar este inconveniente se utiliza la jeringa de aire del equipo y se sopla continuamente sobre el espejo introducido en la boca del paciente. Para la obtención de las fotos oclusales inferiores (*Fig. 51*), no se cambia al paciente de posición, es el operador con la cámara de fotos el que la modifica y se coloca enfrente del paciente. En el caso de los separadores, estos se colocan en el labio inferior del paciente, para evitar que la lengua salga o tape los elementos esenciales de la fotografía. Se introduce el espejo intraoral dentro de la boca del paciente y se le indica que levante la lengua y se sujeta la misma con el espejo intraoral. Siendo la fotografía adecuada, cuando salen todos los dientes y el suelo de la boca del paciente.

Para la obtención de las fotografías intraorales laterales del paciente se procede de la manera siguiente. (*Fig. 52*)

Pacientes y métodos

Se incorpora el sillón dental de la posición anterior para sentar al paciente, se le indica que abra la boca, en ese momento se introduce el espejo intraoral lateral para esta fotografía pegado a la mejilla del paciente, y se coloca un separador de labios en el lado contralateral, una vez realizada esta maniobra se le solicita al paciente cerrar la boca. Para que salgan todos los dientes del lado elegido se debe separar el espejo de los dientes, en forma oblicua, más abierto de la parte externa que de la interna y a la vez se le aspira la saliva con el eyector del equipo, igual que en los otros modelos de fotografías se debe de soplar con aire de la jeringa directamente sobre el espejo intraoral lateral para evitar que este se empañe. El operador con la cámara de fotos se sitúa enfrente del paciente y realiza la fotografía.

Otra de las series fotográficas que se realizan en el paciente son las extraorales. Su metodología se describe a continuación.

Se retira el flash anular y el objetivo macro de la cámara



Fig.53. Serie de fotografía extraorales. A. Frente en reposo. B. Frente en sonrisa máxima. C. Foto de perfil.

usado para las fotografías anteriores intraorales, en su lugar se coloca el objetivo Canon EFS 18-55mm, modificando los parámetros de la cámara elegidos anteriormente. En la rueda de la parte superior derecha se pone en opción automática. Al paciente se le coloca de pie delante de una superficie lisa de color negro que será el fondo para las diferentes fotos de frente, que serán en sonrisa y en reposo (Fig.53). El plano oclusal, en este caso la es la mandíbula del paciente como referencia, debe de estar paralela al suelo, una vez realizadas las fotos de frente se hace girar al paciente 45°



Fig.52. Fotografías intraorales; Lateral derecha e izquierda. En el lado derecho se aprecia la ausencia del diente 16.

para realizar la serie de fotos de perfil, tanto del derecho como del izquierdo.

Todas las fotografías intraorales y extraorales realizadas al paciente quedarán almacenadas en la memoria de la cámara en formato JPG, para posteriormente guardarlas en el ordenador central de datos personales de los tratamientos realizados de las diversas Instituciones Universitarias, estas fotos quedan registradas dentro de una carpeta con las iniciales del nombre del paciente y que sirven como diagnóstico previo, planificación y valoración final del resultado de la modificación oral sufrida por el paciente debido al tratamiento implantoprotésico.

Para ilustrar lo expuesto anteriormente se expone como ejemplo una de las series fotográficas de un paciente del presente estudio:

A continuación se detalla la utilidad de cada fotografía extraoral e intraoral:

Fotografías extraorales:

Fotografía de frente del paciente; Su estudio permite determinar si hay asimetrías y si las proporciones faciales son correctas.

Fotos de ambos perfiles; Sirven para determinar la variación del perfil del paciente entre ambos lados de la cara, pudiendo ser los pacientes de perfil cóncavo, convexo o recto y la valoración de la forma y cantidad de los tejidos blandos en el área peribucal.

Foto en conversación; Evalúa el número de dientes mostrados y la proporción en cantidad mostrada de los mismos, lo que indica el grado de dificultad reconstructiva protésica del caso. También, si se percibe mayor cantidad de dientes superiores o de dientes inferiores.

Fotos en sonrisa normal; Determina asimetrías en la sonrisa, así como la cantidad valorada en tercios de dientes que enseña al reír. Si muestra completamente uno o varios dientes de la boca. Si enseña además de los dientes completamente los tejidos blandos

que están alrededor de él y cuantos milímetros de esta altura de encía se ven en esta fotografía.

Fotos en sonrisa máxima: Permite estudiar la línea media facial del paciente. Si el margen gingival peridental es adecuado o si tiene asimetrías faciales. Si la proporción encía/diente mostrada es correcta así como la amplitud de la sonrisa comprobando si el corredor bucal es natural.

Fotografías intraorales: Permiten valorar el estado dental y periodontal del paciente.

Fotografías oclusales, superior e inferior; ayudan a conocer la existencia de caries, la alineación dental o malposiciones de los mismos, así como si hay torsiones dentales o si existen rehabilitaciones protodóncicas realizadas como puentes, coronas, restauraciones realizadas en las piezas remanentes así como las ausencias dentales.

Fotografías laterales, derecha e izquierda. Esta fotografía permite determinar la clase molar y la clase canina del paciente. También si existen ausencias dentales y en que cuadrante, las extrusiones de los dientes, además de las mesializaciones o distalizaciones de las piezas remanentes. También permite calcular que cantidad de resalte o sobremordida presenta el paciente.

Fotografía en máxima oclusión. Es una fotografía realizada de frente y permite valorar igual que en caso anterior la sobremordida que presenta el paciente, la relación existente entre el margen gingival y el diente, así como determinar la línea media y desviaciones si las hubiera de la misma en función de las líneas faciales.

Una vez terminada la serie fotográfica completa, se toman una serie de datos que son importantes para el estudio, para lo cual se procedió sentar al paciente en el sillón y anestesiarle en la zona edén tula, esto se realiza

mediante la técnica anestésica infiltrativa. Para ello se procede a tomar una jeringa de anestesia dental, a la que se le coloca una aguja de tamaño medio de 22 milímetros de longitud, se pone dentro de la jeringa un carpule de anestesia con lidocaína al 2% de la casa Normon® con vasoconstrictor, anestesiando la porción vestibular de la zona edéntula del paciente. Esta maniobra tiene como objetivo medir la anchura y la altura de la encía queratinizada en la zona donde supuestamente se va a llevar a cabo el tratamiento restaurador, una vez registrada la medida de la encía queratinizada que debe de ser al menos de 3 milímetros en altura vertical y 2 milímetros desde el punto medio de la cresta ósea edéntula hasta la línea mucogingival medido hacia vestibular. Valores menores a las referidas anteriormente son excluyentes del paciente del presente estudio. Para su realización como se ha comentado y una vez anestesiada la zona a valorar del paciente, se toma una sonda periodontal universal (Fig. 54) que lleva dibujado en su parte activa tres bandas siendo la primera color metálico de 3 mm. de altura, la 2ª de color negro que mide otros 3 mm. más de altura desde la posición de la anterior marca, por tanto se puede evaluar

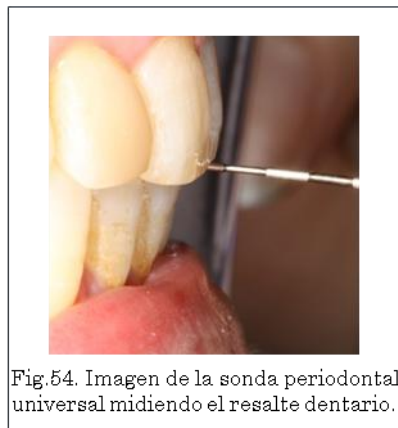


Fig.54. Imagen de la sonda periodontal universal midiendo el resalte dentario.

con las dos marcas unidas hasta 6 mm. que es la suma de las dos bandas y tiene además otras dos bandas más, que miden igualmente otros 3mm. cada una, como las dos anteriores. Se toma la sonda periodontal y en el centro del reborde alveolar edéntulo de forma perpendicular a la cresta ósea y a una distancia de 3 mm de los dientes residuales se introduce la sonda hasta que encontrar resistencia, es decir que se llegue hasta la cortical del hueso maxilar o mandibular del paciente y el dato obtenido en altura se anota en la ficha correspondiente de cada paciente. Se toma nuevamente la sonda y desde el punto donde se ha medido la altura vertical de encía queratinizada, se mide la anchura de la misma hacia vestibular de la marca, la cantidad que debe de haber debe de ser mayor de 2 mm. longitudinalmente, estos dos datos por debajo del valor requerido son unos parámetros excluyentes del

estudio en caso de tener menos de los 3 mm o 2 mm de encía queratinizada requerida en vertical u horizontal respectivamente. Esta maniobra se repite tantas veces como sea necesario en los espacios edéntulos que presenta el paciente, y en el caso de ausencias múltiples se evalúa esta cantidad cada 3 mm. de distancia entre marcas, para ello desde la primera posición evaluada y hacia distal y/o mesial y cada 3 mm. se toman todos los registros de altura y anchura de encía queratinizada que deben de ser iguales o superiores a la cantidad mínima como criterio de inclusión en el presente estudio.

En esta misma cita también se practicó al paciente una prueba odontológica que se denomina Índice Periodontal Comunitario de Necesidad de Tratamiento (a partir de ahora se denominara como CPITN) [139], que son unos datos que quedarán registrados en la plantilla correspondiente a

17 / 16	11	26 / 27
3	1	x
X	1	3
47 / 46	31	36 / 37

Fig.55. Índice de necesidad de tratamiento periodontal comunitario

cada uno de los pacientes (Fig. 55).

Esta prueba, el CPITN emite un valor que indica si hay necesidad o no de tratamiento periodontal del paciente, permite conocer si los pacientes tienen algún tipo de patología

periodontal, ya que cualquier alteración en este sentido en el presente estudio, se debe de subsanar previamente a cualquier tratamiento odontológico implantológico o restaurador a realizar. La evaluación del paciente mediante esta prueba y la realización de los tratamientos periodontales previos a este estudio, son importantes para que los pacientes esté estable en los tejidos anejos a los dientes antes de la colocación de los implantes dentales [140].

Los dientes de la boca del paciente para ser más fácil su identificación quedan denominados por números, esto permite conocer su situación y poder localizarlos e identificarlos más rápidamente, por ello lo primero que se hace es dividir la boca en cuatro partes denominadas cuadrantes, a saber: 2

Pacientes y métodos

superiores y 2 inferiores, el cuadrante superior derecho del paciente se denomina 1, cuadrante superior izquierdo del paciente se denomina 2, cuadrante inferior izquierdo del paciente se denomina 3, cuadrante inferior derecho del paciente se denomina 4. Cada uno de los cuadrantes llevara un segundo número que corresponde a un diente, comenzando la numeración con 1 cuando es un central y terminando por 8 cuando es un cordal, así si quisiéramos denominar el canino del cuadrante 2 se diría o escribiría 23, el 2 por el segundo cuadrante y el 3 por que es la tercera pieza a partir del central que es el 1.

La realización del CPITN se materializa como se explica a continuación;

La dentición del paciente se dividió en este caso en seis sextantes, incluyendo en cada uno los siguientes dientes;

Sextante 1; de la pieza 17 a la 14

Sextante 2, de la pieza 13 a la 23

Sextante 3, de la pieza 24 a 27

Sextante 4, de la pieza 37 a la 34

Sextante 5, de la pieza 33 a la 43

Sextante 6, de la pieza 44 a la 47.

Cada uno de los sextantes expuestos se les evaluó por separado si quedaban dos o más dientes en cada uno de ellos, en el caso de que quedara un diente solo, éste se incluyó en el sextante contiguo más próximo al diente remanente por mesial o distal del mismo.

Las mediciones se realizaron por el mismo operador con la sonda periodontal de la Organización Mundial de la Salud (OMS), que tiene una bola en el extremo que mide 0'5 mm. de diámetro, con una primera marca a los 3 mm. de altura desde la bola, una segunda marca realizada con una banda negra a 2 mm. de la marca anterior y las dos últimas marcas a 3 mm.

Pacientes y métodos

de la anterior y entre ellas. Se evalúan todos los dientes remanentes del sextante, de la siguiente manera:

- Se tomaron tres puntos de sondaje de la cara vestibular del diente, un punto en el extremo distal, otro en la línea media y otro en el extremo mesial y un punto más de sondaje en la línea media del diente pero por palatino o lingual.
- La sonda se introdujo en cada uno de los puntos señalados de cada uno de los dientes remanentes y se registran por sextantes todos los dientes del paciente. Empezando por el primer sextante y terminando por el sexto.
- En la hoja de registros del paciente, en el apartado específico para éste índice, se anota el dato obtenido de mayor valor, ya que en el CPITN sólo se representa el valor que indique mayor gravedad que es el más alto.

El estado periodontal del paciente se clasificó de la siguiente manera [1] asignándole un código.

- **Código 1:** Se asignó al sextante sin bolsas, cálculos ni obturaciones desbordantes, pero que existe sangrado al sondaje.
- **Código 2:** Se asignó a un sextante cuando existen bolsas pero estas no son de más de 3 mm. de profundidad, pero se observa además retención de placa, cálculo o la presencia subgingival de placa o cálculo.
- **Código 3:** Se asignó cuando las bolsas de un sextante miden en profundidad entre 4 y 5 mm.
- **Código 4.** Se asignó a los sextantes con bolsas periodontales mayores de 6 mm. de profundidad.

Habiendo evaluado en cada paciente los datos anteriores, se obtiene la conclusión de la Necesidad de Tratamiento (en adelante NT) que es una puntuación objetiva basada en el código de mayor severidad del índice

Pacientes y métodos

CPITN en la dentición remanente del paciente evaluado, para ello a esta NT se le da un valor numérico que al mismo tiempo está relacionado con el código asignado al índice periodontal comunitario (a partir de ahora CPI), así que para asignarle al paciente la NT, se fué a la tabla donde se relacionan ambos parámetros, se busca el código registrado en el CPI y se obtiene el NT específico para dicho código. Tanto el NT como su relación con el CPI viene desarrollado a continuación:

- NT 0: En el caso de que el paciente presente salud gingival. (Código 1)
- NT 1: El paciente tiene necesidad de mejorar la higiene bucal si se ha registrado este código.(Código 1)
- NT2: Necesidad de raspado y alisado radicular (en adelante RAR), en el paciente además de la eliminación y recambio de las restauraciones desbordantes y necesidad de mejorar la higiene bucal (Código 2 y3).
- NT3: Tratamiento más complejo al paciente, RAR, eliminación restauraciones desbordantes y recambio, además de cirugía periodontal. (Código 4).

Con la historia clínica, la anamnesis, la ortopantomografía, la analítica, los registros fotográficos, el CPITN, la evaluación del código y el NT del paciente, se termina esta cita y al paciente, se le emplaza para una nueva cita. En aquellos pacientes con NT2 y NT3 se comienza con el tratamiento periodontal que va desde la cita; Día 1 periodontal al Día 5 periodontal. Una vez terminadas estas citas periodontales se continúa con la numeración de citas al igual que con los pacientes sin patología periodontal, por tanto estos pacientes continúan con la cita Día 3, estudio para la colocación de implantes dentales.

ÍNDICE DE PLACA

Fecha 19/feb/2010 No placa

17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27
X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37

Fig.56. Índice de placa de O'leary.

1.3 Estudio periodontal y radiográfico en pacientes con NT2 y NT3: Día 1 periodontal.

A todos aquellos pacientes con necesidad de tratamiento periodontal incluidos en los grupos NT2 y NT3 se comenzó con el estudio periodontal que incluye; Índice de placa (a partir de ahora IP), periodontograma y la serie completa de radiografías periapicales.

Lo primero que se les completó fue el índice de placa (IP) de O'leary [141]. La ficha de este IP (Fig. 56) tiene un cuadro donde consiste en marcar la presencia de placa o ausencia de la misma cuando esta aparece en los márgenes gingivales de los dientes. Esta ficha, en donde se registra este dato, es un odontograma en el que los dientes están divididos en cuatro superficies de la manera siguiente; vestibular, mesial, distal y palatina o lingual. Se marca en el cuadrado correspondiente al diente y en la zona que corresponde a la superficie evaluada, con un (+) cuando hay placa y con un (-) cuando no la hay. Esta prueba va a ser realizada únicamente sobre los pacientes que la necesitan y posteriormente se les vuelve a realizar a todos ellos en las sucesivas visitas que van a ir a la clínica, lo cual permite observar si el paciente mejora o no en su higiene bucal con respecto al primer día de evaluación, que es en su tercer día de visita al centro.

Pacientes y métodos

Esta prueba que se denomina IP se realiza de la siguiente manera a los pacientes:

- Para poder calcular el IP inicial, los pacientes antes de sentarse en el sillón dental se tuvieron que cepillar los dientes, con un cepillo dental que se entregó a cada paciente, este cepillo es de la empresa VITIS® denominado Access y de dureza de cerdas media.
- Una vez cepillados los dientes Se les entregó una pastilla que revela la presencia de placa bacteriana en la boca mediante tinción dental, esta pastilla en este estudio fue el Plac control®. Los pacientes deben mantenerla un minuto en la boca para disolverla, tiñendo de color rojo intenso la superficie de los dientes que tienen placa bacteriana.
- A continuación el paciente se sienta en el sillón dental y el clínico revisa uno a uno todos los dientes del paciente y se marca con un (+) en el odontograma las superficies teñidas de cada uno de los dientes afectados por la placa bacteriana, que estarán teñidas de color rojo intenso.
- Para el cálculo del IP, se utilizó la fórmula matemática que aparece más abajo (*Fig.57*) y que indica el porcentaje en tanto por ciento (%) de superficies de dientes que tienen placa bacteriana.

$$IP \% = \frac{\text{número de lugares con placa}}{\text{número de lugares de medición}} \times 100 =$$

Fig. 57. Fórmula para calcular el porcentaje de superficie con presencia de placa bacteriana.

Como se ha explicado anteriormente se realiza un periodontograma (*Fig.58*), no sólo a los pacientes que se les realiza el IP, sino que también se les somete a esta evaluación a todos los pacientes incluidos en el grupo NT2 y NT3. Esta prueba denominada periodontograma es un sistema de estudio del estado periodontal del paciente más específico y completo que el CPITN,

esta medida será evaluada siempre en milímetros con la sonda periodontal OMS. Otro dato a valorar es la pérdida de inserción, que se mide desde el LAC hasta hueso o bien sumando la recesión más la profundidad de bolsa del diente, que es la medida que se obtiene al sondear y valorar la medida en milímetros de la parte móvil de la encía que se apoya sobre el diente pero no está unida a él. A todos estos registros hay que añadir otros muy importantes como son la presencia o ausencia de sangrado al sondaje y la movilidad del diente en sus diferentes grados.

Los valores del sondaje dental, las recesiones y la pérdida de inserción se representaron en milímetros, pero la movilidad dental y el sangrado se rige por un código que se detalla a continuación.

Índice de sangrado [142]: Para su evaluación se valoran cuatro puntos por cada diente, estos son a saber; vestibular, mesial y distal y en lingual/palatino en su línea media. Si los puntos explorados mediante sonda periodontal sangran, se indicará con un signo (+) en la hoja de recogida de datos, y si hay puntos con ausencia de sangrado entonces se anotarán con un signo (-). La gravedad de la enfermedad periodontal se muestra en la hoja de recogida de datos porcentualmente, de tal manera que se dividirá el número de superficies totales afectadas por el sangrado entre el total de superficies exploradas que son cuatro, multiplicando el resultado obtenido por cien, se obtiene su tanto por ciento de dientes afectados por sangrado al sondaje.

Índice de movilidad dental: Se coloca la parte no activa de dos instrumentos metálicos, uno en la cara palatina o lingual del diente y el otro instrumento en la vestibular del mismo diente, se aplica una fuerza lateral con cada uno de los instrumentos hacia el otro alternativamente, esto hace que los dientes que tengan movilidad basculen de lado a lado al aplicarles fuerzas opuestas alternativamente, la evaluación de la medida de

Pacientes y métodos

movimiento se hace tomando como referencia el borde incisal de los dientes adyacentes, y la cantidad del movimiento con respecto a ellos, es la denominada movilidad dental de la pieza dental evaluada. Los valores que se registran son los siguientes:

- Grado 0: Movilidad no cuantificable pero si perceptible por el operador (movilidad fisiológica)
- Grado 1: movilidad perceptible por el operador
- Grado 2: movilidad dentaria de 1mm. en sentido horizontal
- Grado 3: movilidad dentaria mayor de 1 mm. en sentido horizontal y vertical.

En esta cita también se realiza a cada paciente la serie periapical completa, esta se compone de una serie de radiografías periapicales de los diferentes sextantes del paciente con los mismos dientes con los que se hacía el CPTIN. A cada paciente se le realizan entre 10 y 12 placas periapicales que serán guardadas en su carpeta personal



Fig 59. Sistema de Rinn: Instrumentos de posicionamiento de radiografías periapicales para la técnica paralela.

para evaluación y evaluación de la evolución del tratamiento periodontal. La mecánica para realizar las radiografías periapicales se denomina “Técnica paralela” que se basa en el hecho de lograr una proyección con la mínima distorsión geométrica posible del objeto a evaluar, en este caso los dientes. Para que el plano de la película y el plano en el eje vertical del objeto sean paralelos, es necesario, introducir la película radiográfica lo más adentro posible de la boca del paciente, con lo que la distancia objeto-película aumenta. Para mantener idénticas las relaciones de toda la serie periapical entre la película que debe de ser colocada en la posición más adecuada para obtener la mejor imagen y que sea completa de la región a radiografiar y el emisor de la radiación que es el tubo de rayos X del aparato radiográfico, se utilizan unos posicionadores de placas de radiografías específicos en este

caso denominado sistema de Rinn Test Set RX® de la empresa Kerr. (Fig. 59 y Fig. 60).

Este elemento consta de una guía receptora para la placa radiográfica, que la sujeta siempre en la misma posición, un vástago metálico que conecta esta placa con el emisor a través de un anillo donde se acopla la cabeza del aparato de rayos X para que esté siempre situado en la misma posición y a la misma distancia, el vástago metálico posee una acodadura para que entre el diente a radiografiar en dicha acodadura hay una plancha plástica que es mordida por el paciente con el mismo diente a evaluar, esto consigue sujetar los diferentes elementos, placa, vástago metálico y aparato emisor en la misma situación y posición y que la radiografía periapical sea repetible en el tiempo.

Una vez terminada la cita de este día, al paciente se le vuelve a citar en siete días.

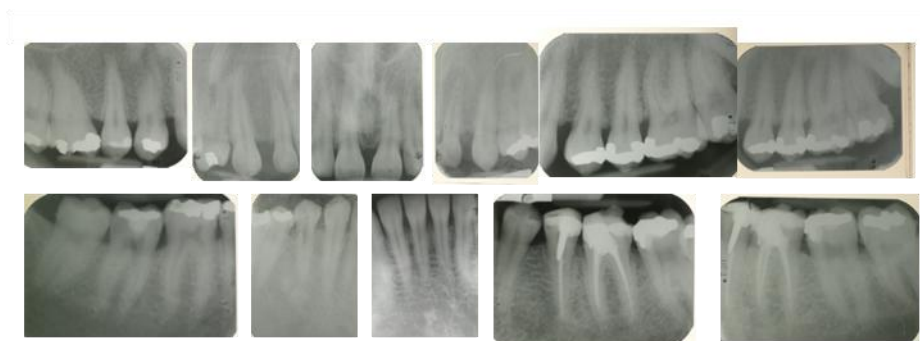


Fig. 60. Serie radiográfica periapical. De izquierda a derecha: 18 a 14; 14-13; 12 a 22; 23; 24-25; 26-27; 48 a 46; 45 a 43; 42 a 32; 34 a 36; 37-38.

1.4. Fase desinflamatoria de pacientes Periodontales: Día 2 periodontal.

A continuación a todos pacientes clasificados en los grupos NT2 y NT3 se les realiza una tartrectomía, tratamiento dental cuyo objetivo es retirar toda la placa dental y el sarro supragingival que presentaron los pacientes el día de la evaluación en la cita 3 [143, 144]. La tartrectomía se realiza de forma mecánica con ultrasonidos Piezolux® de Kavo®, estos aparatos emplean una onda sonora de alta frecuencia para fracturar los depósitos de cálculo y mediante la cavitación del agua realiza un lavado y arrastre mecánico de la

zona. La unidad ultrasónica utilizada consta de un generador de potencia eléctrico, que transforma esta energía eléctrica en ondas de alta frecuencia de 25.000 a 50.000 oscilaciones por segundo (Hz). Esta vibración sobre el diente genera y desprende una gran cantidad de calor, por lo que la punta del instrumento está refrigerada por un chorro de agua que cumple una triple misión:

- Refrigerar el núcleo del aparato productor de las vibraciones para evitar su sobrecalentamiento.
- Lubricar la punta del instrumento para controlar la producción de calor en el diente y no producir en él una patología indeseada.
- Lavar y arrastrar los cálculos desprendidos del diente que serán aspirados.

Las diferentes puntas que se acoplan a este sistema pueden ser muy variadas en forma y diseño, pero para este estudio se utilizan dos de ellas fundamentalmente.

- Puntas en forma de hoz. Utilizadas para limpiar las superficies vestibulares y linguales/palatinas de los dientes al igual que sus caras interproximales. La denominación de la misma es Punta en Hoz de Kavo®.
- Puntas con doble angulación: Estas se utilizan para eliminar el cálculo de los espacios interproximales de los dientes y de la zona subgingival de los mismos. La denominación de las mismas es Punta Universal de Kavo®.

1.5. Reevaluación de pacientes periodontales. Raspado y Alisado Radicular (RAR): Día 3 periodontal.

Pasada una semana desde la visita del paciente, se vuelve a realizar al mismo otro Periodontograma (*Fig.61*) con la misma técnica anteriormente descrita, esto sirve para reevaluar el estado de las encías y si el paciente ha sido clínicamente tratado correctamente en la cita anterior, así como

Pacientes y métodos

evaluar si las bolsas periodontales han disminuido o desaparecido. Cuando las bolsas periodontales desaparecen, indica que la inflamación preexistente de los tejidos blandos peridentales ha desaparecido por completo, por lo que el paciente está listo para continuar con la planificación del tratamiento implantológico.

En los casos de bolsas periodontales persistentes en la evaluación, se continuará con raspado y alisado radicular (a partir de ahora RAR)[145, 146] en la forma y secuencia adecuada para intentar que el paciente pierda la inflamación periodontal. Este tratamiento se hace por cuadrantes bucales, esto indica que se realiza en una hemiarcada superior y la antagonista lo que da dos cuadrantes por cada sesión, por lo que se necesitan dos sesiones para el tratamiento bucal completo de RAR, lo que da un tratamiento en el día 5 y otro tratamiento en el día 6 periodontal.



Fig. 61. Periodontograma obtenido en la reevaluación de un paciente sometido a tratamiento periodontal para controlar la enfermedad.

El RAR consiste en la limpieza total del sarro y la desinflamación del tejido existente entre la encía y el diente, pero a nivel subgingival y se realiza de manera mecánica. Este proceso se lleva a cabo con unos elementos especiales denominados curetas Gracey, que son unos instrumentos específicos diseñados para retirar el sarro de las bolsas periodontales y tiene una forma individual para cada localización y pieza dental, para este proceso es necesario previamente anestesiarse al paciente, en este protocolo se utilizó lidocaína al 2% de la empresa Normon® con vasoconstrictor y técnica infiltrativa en cualquiera de los dos cuadrantes del maxilar a tratar,

cambiando la técnica anestésica a troncular cuando se va a realizar sobre cualquiera de los dos cuadrantes mandibulares, con esta ultima técnica anestésica lo que se consigue es la insensibilización del nervio dentario inferior y es aplicable para cuando se va a realizar el tratamiento en el tercer y cuarto cuadrante bucal. Como se ha comentado anteriormente existen distintas curetas Gracey (Fig.62), especificadas mediante números dependiendo del diente e incluso de la zona del diente que se va a tratar, la numeración de estas curetas se especifica a continuación:

- Cureta Gracey 1-2; Dientes anteriores.
- Cureta Gracey 3-4; Dientes anteriores.
- Cureta Gracey 5-6; Dientes anteriores y premolares.
- Cureta Gracey 7-8; Dientes posteriores: superficies vestibulares y linguales.
- Cureta Gracey 9-10; Dientes posteriores: superficies vestibulares y linguales
- Cureta Gracey 11-12; Dientes posteriores: superficies mesiales.
- Cureta Gracey 13-14; Dientes posteriores: superficies distales.
- Cureta Gracey 15- 16; Dientes posteriores: superficies mesiales.

1.6. Raspado y alisado radicular 2ª fase. Día 4a y 4b periodontal

Como se ha comentado anteriormente, en los casos en que las bolsas periodontales sean persistentes al tratamiento del paciente inicial periodontal, se continua con el RAR para intentar que el paciente pierda la inflamación periodontal totalmente,

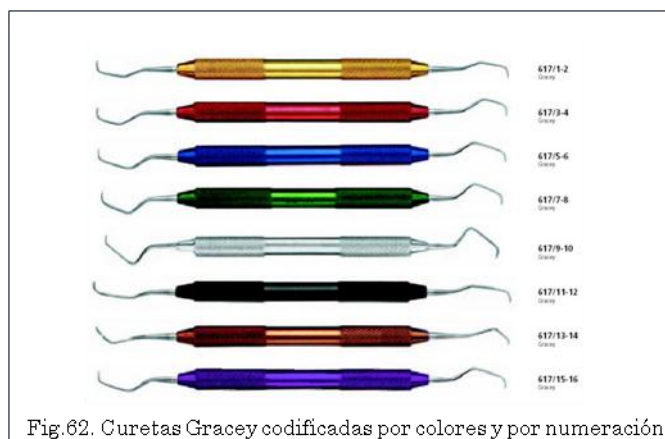


Fig.62. Curetas Gracey codificadas por colores y por numeración.

este proceso se hace en dos citas, mediante la realización de dos cuadrantes bucales del mismo lado del paciente en cada una de ellas, así, que este día 4^a, se realizará sobre dos cuadrantes, y el día 4b, sobre los otros dos no tratados en este día 4a, con ello se consigue un tratamiento total bucal del paciente en dos citas 4^a más 4b, para conseguir un estado periodontal aceptable por parte del mismo y que no tenga influencia en el índice de éxito de los implantes dentales colocados en este estudio.

1.7. Reevaluación periodontal después de la fase desinflamatoria: Día 5 Periodontal

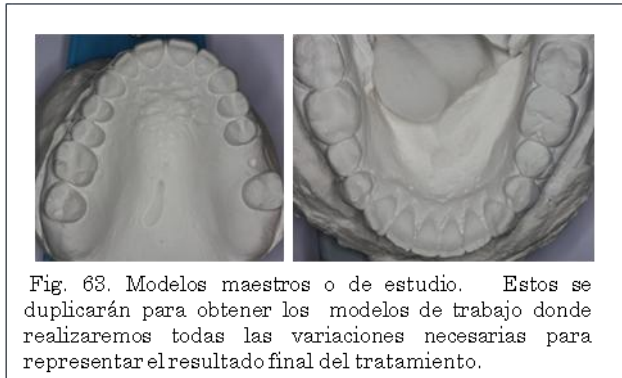
Pasado un mes del tratamiento periodontal con el RAR, se reevalúan todos los pacientes tratados para confirmar que el estado periodontal de los mismos está controlado y estable. De mantener su estado periodontal deficiente se les vuelve a dar cita o citas tantas veces como sea necesario para lograr estabilizar al paciente antes de proceder a continuar con la planificación del mismo para el tratamiento quirúrgico y restaurador, en el caso de que el paciente no sea controlable al cabo de los seis meses, el paciente se desecha para este estudio.

1.8. Estudio y planificación de implantes: Toma de impresiones y confección del modelo de estudio y del modelo de trabajo. Día 6

Los pacientes que no son subsidiarios de realizar tratamiento periodontal previo, o aquellos que después de este tipo de tratamiento están controlados, se continúa con la planificación del tratamiento para implantes del presente estudio con la toma de impresiones con alginato xantalgin® select de la empresa Dentalite® y cubetas metálicas New súper de Asa dental® de ambas arcadas, necesario este proceso para la fabricación de los modelos de estudio y de trabajo del paciente. Las tomas de impresión se realizan mediante la mezcla de polvo y líquido de alginato en la proporción indicada por la casa comercial, que se vierte sobre un tazón de alginato y

batido mediante una espátula específica, a los pocos segundos, cuando el alginato batido adquiere la consistencia de gel se vierte sobre la parte receptora de la cubeta de impresión, parte del dispositivo donde se aloja el material de impresión en estado gel para llevarlo a boca del paciente hasta que endurece totalmente, y se debe de tomar una impresión de ambas arcadas que generará el negativo de la arcada correspondiente.

Previamente a este paso, se ha comprobado que el tamaño de la cubeta de impresión a usar es el adecuado para la boca del paciente, esto se realiza abriendo el sobre estéril donde está alojada la cubeta de impresión y esta se lleva a boca comprobando que engloba todos los dientes de la arcada elegida y no produce ni dolor ni rozaduras en el paciente al insertarla y colocarla en su posición definitiva. Una vez terminadas las impresiones, se retira la cubeta de impresión con el alginato endurecido y se vacían con escayola tipo IV silky-rock violeta de Whip Mix®.



El método del vaciado, se procesa mediante la toma de escayola en polvo en la cantidad necesaria para el modelo a preparar, se mezcla con agua en la proporción adecuada y se bate dentro de una taza de escayola con una espátula específica para este fin, una vez que la escayola esta batida y cremosa se vierte sobre la cubeta de impresión por el lado del negativo de los dientes hasta llenar completamente el negativo y a la vez vibrándola para que no salgan poros en la impresión de las arcadas, después de este proceso se deja endurecer durante unos minutos.

Los modelos de estudio (*Fig. 63*) obtenidos con este proceso, son la réplica de la boca del paciente, estos modelos, se duplican nuevamente en escayola tipo IV silky-rock violeta de Whip Mix® para obtener otro nuevo

modelo que se denomina modelo de trabajo, como se ha comentado anteriormente, uno servirá para la evaluación del estudio del paciente, denominado modelo de estudio y el otro para efectuar los procesos de trabajo necesarios para el correcto tratamiento del paciente, que se denomina modelo de trabajo. Estos modelos se relacionan entre sí mediante unos registros intermaxilares tomados en boca del paciente y realizados en cera con su correspondiente montaje en articulador semiajustable.

Debido a la gran cantidad de tiempo que se necesita para el procesado de las impresiones y su vaciado en escayola, sobre todo en el tiempo de fraguado de la misma, al paciente se le da una nueva cita para continuar con el estudio.

1.9. Transferencia cráneomaxilar, Montaje en articulador y realización de la férula radiológico-quirúrgica; Día 7

En esta cita ya están confeccionados y zocalados los modelos de estudio y los de trabajo y se va a proceder a montar los modelos del paciente en el articulador semiajustable. Éste es un instrumento mecánico que simulan los movimientos de la mandíbula. Existen distintos modelos en el mercado, pero para este estudio se ha utilizado un articulador semiajustable tipo Arcon, denominado Quick Master® (*Fig.64*).

Los articuladores semiajustables son aquellos que permiten reproducir algunos movimientos de la articulación temporomandibular. Que se denomine Arcon significa que los elementos que representan los cóndilos están en la rama inferior del articulador.



Fig. 64. Articulador semiajustable Quick master®.

Los articuladores semiajustables están compuestos por dos ramas, una que representa el maxilar inferior del paciente y otra que representa el maxilar superior del mismo.

Para realizar el montaje de los modelos de trabajo en el articulador se necesita un elemento que primero posicione el modelo superior relacionado

con diferentes puntos craneales que se denomina arco facial y que se explica a continuación.

1.9.1 Arco facial [147]: Es un instrumento en forma de U que se extiende desde la región de las articulaciones temporomandibulares (ATM) o mejor dicho de los agujeros auditivos compensando la distancia que hay entre ambos elementos; el centro del cóndilo mandibular como eje de giro real del movimiento oclusal y los conductos auditivos externos (CAE), donde se localiza el eje de giro virtual, el arco se extiende hasta una posición de cinco a siete centímetros en frente de la cara del paciente (*Fig. 65*) y en sus barras laterales que debe ser tan amplio como sea necesarios para evitar que toque los lados de la cara del paciente, lo que podría provocar un error en la toma de registros. En los extremos de la U tiene unas olivas que se introducen en el conducto auditivo (CAE) para estabilizarlo lateralmente. Además de los dos CAE, uno de cada lado de la cara, se utilizan otros puntos de referencia, los dos posteriores ya mencionados y uno anterior que en algunos articuladores es el punto infraorbitario localizado en la parte inferior del agujero infraorbitario que es en el caso del arco facial que nos ocupa, y en otros articuladores semiajustables el punto más anterior



Fig. 65. Arco facial para la transferencia craneomaxilar del modelo superior al articulador semiajustable. Como se puede observar la distancia entre el arco y la cara de la paciente es suficiente como para no alterar la posición del maxilar.



Fig. 66. Una vez colocada la horquilla en la boca, hay que asegurarse que el vástago metálico está centrado en la línea media del paciente

utilizado es nasion (NA), este punto está situado en el nacimiento de la nariz en su unión con la frente, la definición de este punto es la posición que está situada entre los huesos propios de la nariz y el hueso frontal, para ello lleva un apoyo cóncavo que se coloca en esta posición y localiza este punto en la parte más superior del mismo.

El arco facial se registra sobre el paciente de la siguiente manera; la horquilla plástica agujereada con la forma de la arcada dental superior se cubre con cera Moyco® que es una cera rosa para registros de mordida, que se ablandó previamente en un baño de agua caliente a temperatura controlada, cuando la cera está blanda, se coloca sobre la parte superior de la horquilla, se fija a la misma y se lleva sobre los dientes del maxilar superior, logrando que quede una huella de los bordes incisales y de las cúspides de los dientes y muelas del maxilar superior, asegurando que el vástago metálico vertical de dicha horquilla quede centrado en la línea media del paciente en su referencia con la nariz (Fig.66) se deja que marque la cera con presión controlada y una vez enfriada, se



Fig.67. Huella de mordida sobre la horquilla del arco facial incorrecta, ya que ha perforado la cera y se ve el metal dando lugar a un error del montaje en articulador.

retira de la boca y se hacen dos comprobaciones bucales más de la misma para asegurar que ajustan sobre las huellas marcadas de los dientes y que no va haber error en los registros definitivos correspondientes valorando:

- Que las huellas marcadas en la cera no perforan esta, de modo que no se vea el plástico de la horquilla. (Fig.67)
- Se comprueba que al poner el modelo de escayola superior sobre las huellas de la cera, este está estable sobre la horquilla y ocupa todas las huellas realizadas en boca.

Una vez hecha la comprobación basada en los dos puntos anteriores, se introduce la horquilla en la boca haciendo coincidir nuevamente las huellas marcadas en la cera, tomadas previamente en el registro inicial con los dientes del paciente.

Cuando está ajustada en la boca del paciente y colocada la horquilla en la parte central de la cara, se sujeta por ambos lados sin apretar para no variar las huellas y con esta fijación se evitara que se mueva. A continuación se coloca en los lados de la cabeza del paciente el arco facial, introduciendo las guías en los dos CAE (Fig.68), una de cada lado de la cara y ajustando el arco al tamaño de la cabeza del paciente ya que este es autocentrable; se denomina así cuando

las dos guías laterales del arco son capaces de desplazarse una sobre la otra para el cierre del mismo ajustándose a la distancia interauricular de la cara



Fig.68. Toma de arco facial: A. Olivas situadas en CAE. b. Horquilla con las huellas de las caras oclusales de los dientes. c. Dispositivo acoplado a Nasion. D. Engranaje de sujeción de la horquilla. e. Tornillos de sujeción de los laterales de la U del arco.

del paciente. El arco permanece hasta este momento con todos los tornillos de sujeción de los diferentes elementos sueltos. Con la posición de las olivas del arco facial introducida en los CAE se ajusta el mango metálico de la horquilla a través de una guía que ejerce de dispositivo para acoplar que presenta el arco facial de manera rígida, lo que hace que esta unión fije la horquilla al arco facial fuertemente, éste dispositivo de unión lleva una serie de engranajes que permiten mover el arco facial en cualquier posición espacial sin variar la posición de la horquilla hasta que esta no queda fijada por medio del mecanismos de presión y cierre. Como se comentó anteriormente en este modelo de arco facial el tercer punto de referencia facial para el maxilar superior es el nasion. La toma de este punto se realiza

mediante otro dispositivo plástico que acopla entre el hueso frontal y los huesos propios de la nariz y que lleva un vástago metálico que se proyecta en el eje sagital y se acopla igualmente al arco facial a través de otro dispositivo guía que lo recibe del propio arco, el cual lleva una rueda giratoria de presión y fijación para el nasion. Cuando el nasion está colocado en su posición adecuada y pasado correctamente a través de su guía, esta rueda en su giro permite traccionar del arco facial que está mantenido en su posición fija por las dos olivas introducidas en los CAE, esta maniobra hace que se estabilice el arco facial mediante las olivas y el nasion, quedando la horquilla en su posición de ajuste dental y se pueda sujetar esta al maxilar y transferirlo correctamente en la posición adecuada para la transferencia del maxilar superior.

Comprobados todos los puntos anteriores, en este caso los dos CAE, la horquilla en la boca y el nasion del arco facial que están en su posición correcta, se aseguran todos los sistemas de sujeción comenzando por la fijación del arco que como se ha comentado es autocentrable, se estabiliza la horquilla al arco facial y posteriormente se fija el nasion con movimiento de vertical y sagital, lo que inmoviliza el arco a la cara y mantiene estable la horquilla en el maxilar. Todo este proceso se debe realizar revisando que el plano de Frankfourth del paciente está paralelo al suelo de la habitación. Se deja unos segundos el arco facial en su posición definitiva y si éste no se mueve de la posición de los bordes incisales y cúspides de los dientes, es que es esa la posición correcta entre maxilar y la base del cráneo y por tanto transferible al articulador semiajustable.

Se procede, una vez tomado y estabilizado el registro correcto a retirar el arco facial de la cara del paciente de la siguiente manera: Se aflojan los elementos que fijan la autocentrabilidad del arco, esto hace que el arco se pueda mover lateralmente y una vez sacadas las olivas de los CAE y con mucho cuidado, manteniendo el paciente la boca abierta se retira el arco mediante movimientos verticales y sagitales, teniendo en todo momento fija

la horquilla al arco facial, que es el elemento de transferencia básico para poder continuar con la planificación del presente estudio.

Terminado el proceso anterior, sobre una mesa de trabajo, se comienza a montar el modelo de estudio maxilar del paciente en el articulador con la transferencia del arco facial, para lo cual, se siguen los siguientes pasos:

1.9.2. Transferencia cráneomaxilar superior; El articulador con las dos ramas abiertas se coloca sobre una superficie plana, una mesa de trabajo, que esté paralela al suelo de la habitación y sobre éste se coloca el arco facial con el registro de la horquilla del paciente correspondiente (*Fig.69*), se debe tener el modelo de estudio superior del paciente a mano ya preparado para su montaje. Las olivas auditivas del arco facial se colocan en el punto más próximo del eje de bisagra del paciente que en los articuladores semiajustables no es el eje de bisagra exacto por lo que la distancia como se ha comentado está compensada. Este eje arbitrario que viene representado por dos punteros metálicos en el articulador que se encajan en las olivas del arco facial, permiten colocar el modelo en el articulador a una distancia de los cóndilos muy parecida a la real y estabilizarlo mediante los tres puntos de apoyo, las guías laterales para las olivas y el soporte de la mesa. Una vez asegurado el arco facial sobre la rama superior del articulador, mediante las dos guías metálicas laterales, que tiene a cada lado, se fija y estabiliza mediante el mismo sistema comentado anteriormente de autocentrabilidad, ajustando ambas ramas laterales al igual que se ha hecho en la toma del registro del paciente.



Fig.69. Posicionamiento del arco facial en el articulador para la transferencia cráneomaxilar superior.

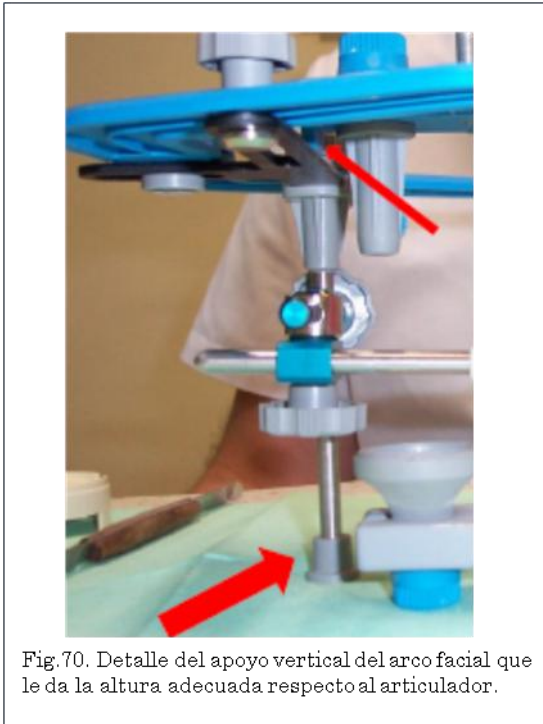


Fig.70. Detalle del apoyo vertical del arco facial que le da la altura adecuada respecto al articulador.

El arco lleva además un vástago en el eje vertical (*Fig.70*), que se apoya en la mesa de trabajo y da la altura adecuada del modelo superior en su colocación en el articulador, esta es la razón por la que el articulador debe de estar sobre una superficie plana y paralela al suelo, al igual que en el registro del arco en el paciente, el plano de Frankfourt está paralelo al suelo de la habitación. Una vez fijado y estabilizado el arco, se coloca

el modelo de estudio superior (*Fig.71*) sobre las marcas que hay en la cera de la horquilla, comprobando que no bascula, que la horquilla no se ha movido y lo más importante, que todas las muescas de los dientes que existen sobre la cera corresponden a la posición del modelo y que no queda ninguna por cubrir, de no suceder de esta manera, significa, que el registro bucal ha sido incorrecto y posiblemente la cera se ha movido en el plano sagital u horizontal, por lo que se deberá proceder a realizar nuevamente la prueba de registro del arco facial. Con el modelo superior estabilizado se coloca el articulador en posición de cierre de la rama superior con la pletina plástica de conexión colocada en su posición correcta de encaje, de haber algún punto de contacto entre ambos que impida el cierre completo de la rama superior y sin tocar el modelo superior, se retoca quitando del elemento plástico de la pletina hasta que los contactos desaparezcan por completo. La distancia en el sentido vertical entre la base de escayola del modelo de estudio superior y la pletina viene determinada en este momento por el arco facial, ya que como se



Fig.71. Vemos el modelo apoyado sobre la horquilla del arco facial.

ha comentado este tiene un punto de apoyo en la mesa y un tope en la parte superior del brazo del articulador que ajusta sobre otro tope de la rama superior del articulador, así cuando se cierra la rama superior del articulador, choca contra la rama horizontal del arco facial quedando estable por el apoyo de la mesa, estos elementos dan la altura vertical de colocación de los modelos de estudio del paciente.

Cuando se ha comprobado el punto anterior, se prepara escayola de fraguado rápido Snow White® que se aplicará entre la base del modelo de estudio superior y la pletina plástica para fijar mediante escayola ambos elementos. Esta escayola rápida se prepara en su tazón correspondiente con la mezcla adecuada de polvo y líquido y se batirá hasta que tenga una consistencia cremosa, a partir de este momento se debe de hacer de prisa para colocarla entre la base del modelo de escayola del maxilar superior y la pletina plástica que no tenían ningún punto de contacto y apretándola sobre la rama superior del articulador hasta el contacto del mismo con el arco facial que impida proseguir con el cierre del mismo.

Para la transferencia cráneo-maxilar superior en los articuladores del modelo Arcon, se debe de tener en cuenta una serie de ajustes necesarios antes de proceder a dar por finalizado el proceso de montaje de modelos en el articulador, así hay un elemento básico como es la Inclinação de la Trayectoria Condílea (ITC), que representa la inclinación de la vertiente de la pared anterior de la ATM, y es el recorrido que realiza el cóndilo de la mandíbula para realizar el movimiento de apertura de la boca. Este parámetro es variable según individuos, pero en el articulador para realizar el montaje del mismo se debe de colocar a 30° (Fig. 72) esto se hace mediante unos elementos



Fig. 72. Elementos giroscópicos del articulador que representan la inclinación de la trayectoria condílea.

giroscópicos que lleva el articulador en su parte superior y lateral en ambos lados del mismo y se coloca a la magnitud de 30° fijándose en esa posición en ambos lados.

Otro de los elementos a tener en cuenta en el montaje del articulador, es el denominado



Fig.73. Ángulo de Bennet, situado en la parte inferior y lateral de ambos lados de la rama superior del articulador. Representa los movimientos de lateralidad.

ángulo de Bennett que debe de estar a 15° (Fig.73), este es el ángulo formado por el cóndilo de no trabajo y el plano sagital medido en plano horizontal. Se define cóndilo de trabajo aquel que se mantiene estable sin movimientos de traslación presentando solo movimiento rotacional puro en movimientos de lateralidad mandibular, y es la zona donde se está realizando la función de presión masticatoria o de apretamiento del bolo alimenticio. El cóndilo de no trabajo es el del otro lado de la cara, o sea, cuando la mandíbula realiza un movimiento de laterotrusión, es el que se desplaza en un movimiento rotacional, vertical hacia abajo y horizontal hacia adentro, y este movimiento forma un ángulo con la posición de inicio del que a su magnitud medida se denomina ángulo de Bennett y se deja fijo a 15° para poder realizar correctamente el montaje del articulador.

Durante el tiempo de fraguado de la escayola entre la base plástica del articulador y el modelo de escayola superior posicionado con el arco



Fig.74. Cera de mordida para los registros de movimientos excéntricos del maxilar inferior con respecto al maxilar superior. Dimensión 10mm de ancho y longitud desde 1º molar a distal del canino.

facial, se pueden realizar unos nuevos registros en cera en la boca del paciente que son necesarios para montar el modelo de estudio inferior, que es la réplica de la mandíbula del paciente, para ajustar el engranaje oclusal sobre el modelo superior ya montado en el articulador.

Estos nuevos registros de cera se denominan registros interoclusales y se realizan de la siguiente manera:

Con el paciente sentado en el sillón dental con el plano de Frankfort paralelo al suelo, se toman unas nuevas ceras de relación entre el maxilar y la mandibular del paciente, estas ceras deben registrar cuatro posiciones básicas para tener todas las relaciones posibles entre la mandibular y el maxilar, y son:

- Lateralidad derecha
- Lateralidad izquierda
- Relación céntrica.
- Protusiva.



Fig.75. Cera de mordida para los registros en céntrica del paciente. Forma pentagonal con contacto desde distal de caninos a 1º molar y ausencia de contactos en incisivos.

Para registrar estas nuevas ceras de mordida, primero se preparan para lo cual se procede de la siguiente manera:

- Se toma la cera de articular amarilla de Kerr®, se recorta con un ancho de 1 cm y la longitud necesaria para que abarque desde primer molar hasta distal de los caninos del paciente (Fig.74), esta configuración sirve para tomar las lateralidades tanto derecha como izquierda del paciente así como para la protusiva. Las ceras para la toma de relación céntrica se recortarán en forma de pentágono que ocupará desde primer molar a distal del canino (Fig.75).
- Para el registro de los movimientos de lateralidad[148], se le indica al paciente que haga dicho movimiento de laterotrusión haciendo coincidir lo más aproximado posible las cúspides de los caninos superior e inferior del lado de trabajo, una vez en esta posición, se marca con un rotulador indeleble en ambos dientes del paciente, una



Fig. 76. a. Registro de lateralidad derecha, lado de trabajo derecho.
b. Movimiento de lateralidad sin la cera para señalar los dientes que entran en contacto en esta posición y posteriormente reproducirla con las ceras en boca y comprobar que los registros son correctos.
c. Registros de lateralidad, tomamos tres de cada uno para verificar que son correctos.

línea en cada uno, a partir del punto donde se tocan ambas piezas dentales, se calienta la cera preparada y se coloca sobre las cúspides del maxilar en las posiciones antes indicadas, se le indica al paciente que cierre la boca haciendo coincidir las dos marcas realizadas sobre los dientes, apretará suavemente sobre las ceras por lo quedarán marcadas en esa posición marcada las cúspides de los dientes del lado de trabajo.

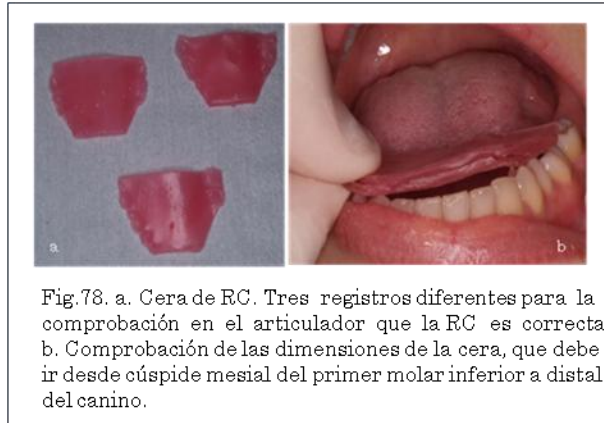


Fig.77. Registros de protusiva. Antes de colocar la cera se le pidió a la paciente que protuyera la mandíbula para poder hacer las marcas en los dientes que contactan durante este movimiento.

No se deben perforar las ceras al morder para que no haya movimientos de desplazamiento mandibular, solo de cierre. Tanto para la toma de registros de lateralidad derecha como de lateralidad izquierda siempre del lado de trabajo, se realiza la misma maniobra de registro tres veces por lado, por lo que se toman tres ceras supuestamente idénticas por cada movimiento de lateralidad, una vez realizadas se marcan en la cera con una "D" cuando son derechas y con una "I" cuando son del lado izquierdo para identificar cuando las transportemos posteriormente al montaje del articulador del paciente para continuar el estudio. (Fig. 76)

- En el caso del registros para los movimientos de adelantamiento mandibular, denominados movimientos de protusiva, antes de colocar la cera en la boca del paciente, se le indica que protruya la mandíbula y al igual que en los registros de lateralidad, se marca la zona en la que tienen contacto los dientes anteriores del maxilar con la mandíbula, esta marca se hace con un rotulador indeleble, para así asegurar que con la cera se reproduce esa misma posición del paciente. Una vez recortadas las tres ceras, estas se ablandan en un baño de agua caliente controlado y se colocan en los bordes incisales de los incisivos superiores y de forma manual se guía suavemente al paciente que protruya la mandíbula hasta la posición que se había marcado anteriormente con el rotulador, se le pide al paciente que apriete suavemente en cierre bucal y una vez retiradas se comprueba que las ceras no estén perforadas para que no haya movimiento de desplazamiento, solo de cierre (*Fig. 77*).
- Para la toma de relación céntrica que es la posición denominada más antero superior de los cóndilos y están en contacto con la pendiente anterior de la eminencia articular, articulando éstos con la porción avascular más fina de los discos articulares[149, 150] y en la posición de máxima relajación posible muscular facial. El registro de relación céntrica (desde este momento RC) se realiza en los siguientes casos; edentulismo de sectores posteriores uni o bilaterales, edentulismo total de maxilar superior y/o inferior. Para ello se realiza este registro en cera rosa Moyco® tomando una huella de la arcada o de ambas en forma de herradura, esta cera se calienta y se coloca sobre las superficies oclusales del maxilar superior dejándola anclada sobre las cúspides y deja que el paciente cierre la boca hasta que maxilar inferior entre en contacto con la cera y no haya más dos milímetros de distancia entre ambas, quedando marcadas las huellas de los dientes inferiores tanto incisivos como molares, sin llegar a perforar la cera, ya que si esta se perfora se perderá la relación céntrica real entre

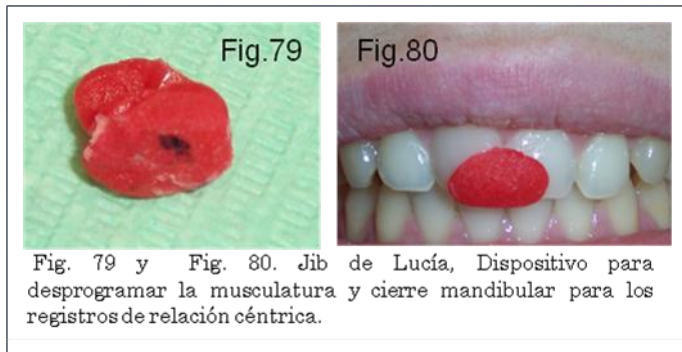
maxilar superior e inferior, para comprobar que la posición es la correcta, se tomarán tres registros consecutivos para posteriormente hacer la verificación en el articulador (*Fig. 78*). El caso



anterior es para desdentados parciales. Cuando son desdentados totales se realiza mediante planchas de articulación que se colocan sobre uno o ambos maxilares obteniendo los mismos registros. Cuando el paciente tiene alguna patología mecánica o traumática articular, malposiciones o de patologías por hábitos, es necesario desprogramar su cierre inadecuado e incluso en todos los casos de registro en relación céntrica si fuera necesario. Esta desprogramación previa a su cierre habitual, se realiza para obtener la relajación de la musculatura facial y el olvido de su posición de cierre habitual patológico mediante diferentes dispositivos, en el estudio que nos ocupa se realizó mediante un dispositivo llamado JIG de Lucía (*Fig. 79*). Este elemento consiste en una huella de resina acrílica Duralay® que se coloca entre los incisivos centrales superiores y los incisivos inferiores bien del paciente, bien del montaje de dientes debiendo entrar en contacto en un solo punto y que éste sea lo más anterior posible (*Fig. 80*), para que haya un ligero movimiento de rotación mandibular sobre este punto de apoyo anterior. Lo que consigue este mecanismo es que haya una rotación hacia anterior de los dos cóndilos articulares y un desplazamiento de los mismos lo más superior posible con respecto de su ATM, con esto el paciente está lo más cerca de la relación de posición céntrica como se definió anteriormente. Una vez desprogramada la musculatura, se coloca la cera trapezoidal calentada previamente de toma de céntrica en las superficies oclusales de los dientes maxilares o encerado diagnóstico y

se manda al paciente que cierre la boca sin que haya contacto dental, solo una pequeña marca al menos en tres puntos teniendo que ser dos posteriores de diferente lado de la boca del paciente y uno lo más anterior posible, cuando esto se produce, se manda al paciente que abra la boca y se le vuelve a colocar el jig de lucia, hasta que esta maniobra ha sido repetida tres veces con tres ceras distintas que se numerarán.

- Máxima intercuspación, se denomina esta situación cuando se produce que al cerrar la boca haya el mayor número de contacto entre ambas arcadas de dientes posibles[149]. en los casos de edentulismo unitario se realiza el montaje de los dientes mediante máxima intercuspación (a partir de ahora MI) con una sola cera de mordida, para ello se toma una cera de forma trapezoidal y se calienta, se lleva a boca y fijándola sobre las cúspides de los dientes superiores se



le pide al paciente que cierre hasta que note contacto con los dientes de las dos arcadas, una vez producida esta situación se le pide que abra la boca, se saca la cera y este es el registro que se va a usar para el montaje en el articulador de la boca del paciente.

1.9.3. Transferencia cráneomaxilar inferior: Después de que las diferentes ceras se hayan enfriado y endurecido y se tiene fijado el modelo de estudio maxilar sobre la pletina plástica de la rama superior del articulador y por tanto el montaje del modelo maxilar esta realizado, se retira el arco facial del articulador aflojando la guía autocentrable del arco y retirando con él la horquilla de registro maxilar, en este momento se está dejando el arco facial libre para poder ser utilizado en otro paciente. Se

invierte el articulador poniendo la rama superior del mismo en contacto con la mesa de trabajo y mediante una de las tres ceras de céntrica y tomadas sobre el paciente se coloca el modelo de estudio inferior en las cúspides correspondientes de las huellas marcadas sobre la cera que previamente se ha colocado esta cera sobre el modelo superior ya fijo en el articuladores semiajustable. Una vez estable el modelo inferior sobre el modelo de estudio superior, mediante la cera y comprobando que sus puntos de marcaje de los bordes incisales y las cúspides que se han registrado en boca encajan en la cúspides y bordes incisales de los dientes del modelo de escayola inferior y que están todos esos puntos ocupados y el modelo inferior no bascula. Antes de proceder a la fijación del modelo inferior al articulador se debe de procede a marcar una nueva altura que es la denominada dimensión vertical (DV). En el articulador semiajustable viene representada por el puntero milimetrado que se coloca en la parte más anterior del mismo y que se puede modificar en su valor vertical para la compensación de la altura de las ceras de registro interoclusal, ya que estas tienen un grosor (Fig. 81). En este caso el puntero se coloca a “+ 3 mm.” de altura para poder compensar el grosor de la cera de toma de registro de céntrica, aunque la cera tomada tiene un grosor de solo 1 mm, al aumentar este milímetro en los sectores posteriores bucales y extrapolando esta altura a la porción más anterior de la boca supone un incremento de 3 mm. por la apertura en bisagra que tiene la boca. Como en el caso del modelo del maxilar superior, la relación entre el modelo de estudio inferior y la barra inferior del articulador también se realiza mediante una pletina plástica de encaje, se comprueba previamente y se valora que cuando se cierra la rama inferior del articulador no haya ningún punto de contacto entre la pletina plástica y la base del modelo, por lo que si esto sucede debe retirarse toda la parte de contacto plástica de la pletina hasta

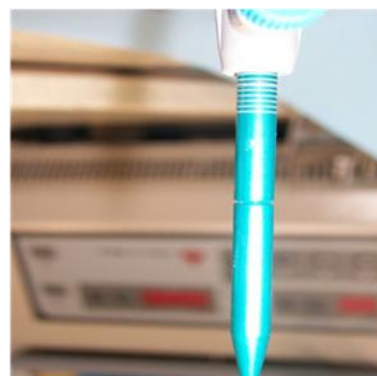


Fig.81. Puntero vertical anterior, que representa la dimensión vertical del paciente. El vástago viene milimetrado desde -7 a 7mm. Con una marca central de 0 mm.

comprobar que no hay ningún punto de contacto ni interferencia entre la base del modelo de escayola inferior y la pletina plástica. Una vez que se ha comprobado todo lo anterior se vuelve a preparar escayola de fraguado rápido Snow White® hasta que este cremosa y se procede a aplicarla en el espacio entre el modelo y la pletina plástica y se cierra la rama inferior del articulador hasta que se produce el contacto del puntero incisal sobre la mesa incisal del articulador, se aprieta suavemente hasta que la punta del puntero de la DV toque la mesa incisal y se espera hasta que la escayola fragüe.

1.9.4. Ajuste del articulador; Comprobación de la relación céntrica (RC).

Una vez endurecida la escayola que une el modelo inferior con la pletina plástica del articulador y ya se tienen los dos modelos de estudio fijados se pone el articulador en su posición original y se procede a la comprobación del montaje. La primera comprobación es la RC, de las ceras que se han tomado, tres de cada uno de los pacientes de las diferentes opciones. Se colocan sucesivamente en su posición correspondiente sobre el modelo de estudio inferior con el articulador abierto y se cierra la barra superior lo que hace que se unan los modelos inferior y superior ajustando los dientes sobre la cera, con ello se comprueba el ajuste del modelo de estudio superior sobre las marcas correspondientes de los bordes incisales y de las cúspides de las piezas dentales en la cera. Para que el montaje sea correcto deben de coincidir correctamente sobre las marcas de las tres ceras los bordes incisales y las cúspides del modelo de estudio superior, o al menos dos de las ceras registradas, si esto no ocurre así el montaje en articulador sería incorrecto y habría que repetir nuevamente todo el proceso de montaje. Si por el contrario coinciden al menos dos de ellas el montaje se da por correcto y se da por válida la RC de los modelos de estudio en el montaje en el articulador (*Fig. 82*).

1.9.5. Ajuste del articulador; Comprobación de la máxima intercuspación (MI).

Igual que se comprueba la RC, se procede a la comprobación de la máxima intercuspación (MI), lo primero que se hace es coger los tres registros en cera de MI del paciente, se van colocando sucesivamente en su posición correspondiente con el articulador abierto, ajustados sobre los bordes incisales del modelo de estudio inferior, una vez estabilizados se cierra la barra superior llevando el modelo superior contra el inferior, comprobando el ajuste del modelo de estudio superior sobre las marcas correspondientes que hay en la cera de los bordes incisales y de las marcas de las cúspides de los premolares y molares que se registraron en la boca del paciente, comprobando que las tres ceras o al menos dos de ellas coinciden con el montaje en el articulador realizado, si esto no ocurre así el montaje sería incorrecto y habría que repetir nuevamente todo el proceso de montaje en articulador. Si por el contrario coinciden al menos dos de las tres ceras significa que el montaje en el articulador es correcto y se da por válida la MI.



Fig. 82. Comprobamos mediante el registro de cera de RC, si el montaje en el articulador es correcto.

1.9.6. Ajuste del articulador; Calculo de la inclinación de la trayectoria condílea con las ceras de protrusiva,

Se procede al ajuste de la inclinación de la trayectoria condílea (desde este momento la denominaremos ITC) con las tres ceras de las protusivas, para ello se liberan los dispositivos de la ITC que están colocados en la rama superior y parte posterior del articulador con una numeración correspondiente a la ITC (Fig.83). Para que la protusiva sea “pura”, es decir que no existan movimientos de lateralidad al realizarla y solo de adelantamiento mandibular, se colocan previamente los ángulos de Bennett

Pacientes y métodos

de ambos lados del articulador a 0° (Fig.84). Se toman las tres ceras de registro de protusiva y se coloca una ellas registrada en la boca del paciente en su posición de las marcas de los bordes incisales de los dientes antero-inferiores y se adelanta el modelo de escayola del maxilar hasta que ajusten los bordes incisales de los dientes superiores sobre las marcas. El encaje de los modelos en esta cera producirá un desplazamiento protusivo de los dos cóndilos del articulador siendo idealmente el desplazamiento sagital de unos 5 mm., aceptándose como máximo 7 mm. y un mínimo de 3 mm. de desplazamiento, teniendo la precaución de comprobar que no existe una diferencia de desplazamiento entre los dos cóndilos y de haberlo que este no sea mayor de 1'5mm, ya que si fuera superior habría desplazamiento lateral, esto desplazamiento se valora en unas guías metálicas graduadas al lado de los cóndilos que indican en milímetros la cantidad de desplazamiento. Si los valores de desplazamiento sagital están entre los 3 mm. y los 7 mm. se aprietan todos los tornillos de fijación condilar del articulador dando por válida la ITC, comprobando a continuación las otras dos ceras, dando el resultado por bueno cuando al menos coinciden dos de las tres ceras tomadas sobre el paciente, de no ser así se debe de proceder a un nuevo montaje.

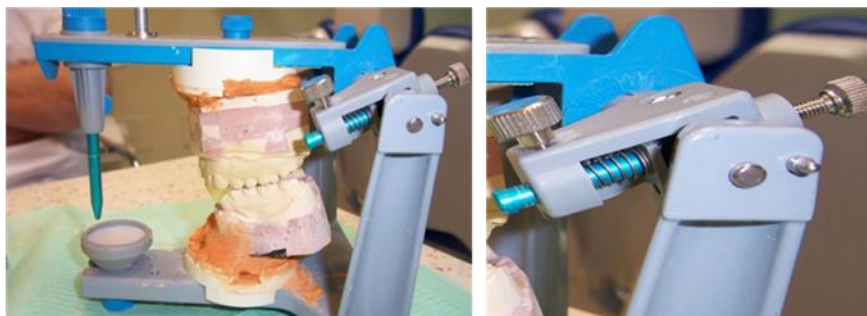


Fig.83 y Fig.84. Ángulo de bennet a 0°, cera de protusiva entre los modelos y desplazamiento de los cóndilos.

1.9.7. Ajuste del articulador: Cálculo de los Ángulos de Bennett.

Los ángulos de Bennett indican la situación posicional en el diente de las cúspides y la dirección de los surcos de escape de los molares y premolares posteriores en los movimientos de lateralidad de los dientes inferiores sobre los superiores. Para obtenerla se aflojan los dispositivos de protrusiva que son los de la ITC y se retira el dispositivo que representa el ángulo de Bennett en el articulador (*Fig.85*), el lado que representa el ángulo de no trabajo (desde ahora LTN) es sobre el que se va a calcular el ángulo de Bennett y el otro lado denominado el de trabajo (desde ahora LT) se le pone la ficha que representa el ángulo de Bennett de 0° que es de color blanca, esto es así para que el articulador pueda realizar un movimiento de rotación puro como se comento anteriormente, ya que este lado (el de LT) solo rota no se desplaza como se ha explicado anteriormente. A continuación se coloca una de las tres ceras del registro de lateralidad tomado en el paciente anteriormente en el LT, se debe recordar que debe de corresponder al lado correcto del registro del paciente ya que se toman tres ceras izquierdas y tres ceras



Fig .85. Angulo de Bennet del lado de trabajo a 0°. La fichas blanca que vemos en la imagen es la que representa dicho ángulo.

derechas marcadas con las letras “D” e “T”, se mueve el puntero incisal del articulador hasta que los dientes del modelo superior coincida con las huellas de la cera de registro colocada sobre el modelo inferior. Posteriormente se aseguran todos los tornillos de protusiva y las sujeciones condilares del articulador para trabajar más cómodos y se levanta el brazo superior del articulador para poder ver el espacio que queda donde van los dispositivos que representan los diferentes ángulos de Bennett de este articulador y se van probando hasta que uno de ellos entre correctamente sin presión en dicho espacio, la angulación que representa viene marcada numéricamente en el elemento elegido y será el ángulo de Bennett del LTN. Para calcular el ángulo de Bennett contralateral, se debe de volver a aflojar

todos los dispositivos condilares y de protusiva y retirar las fichas de los ángulos de Bennett colocados, el proceso será igual que el anterior pero cambiando de lado las fichas de los ángulos y los parámetros. Una vez se tenga calculados los dos ángulos de Bennett de ambos lados del articulador se colocan la fichas correspondientes al ángulo de Bennett en los espacios condilares del articulador junto con la inclinación de la trayectoria condílea, para finalizar este ajuste.

Una vez se terminado el ajuste del montaje en el articulador y la comprobación de los datos de la ATM y de los movimientos y habiendo comprobado que los datos registrados en la boca del paciente y los ajustes del articulador son correctos, se anotan en la ficha del paciente para mantener un registro correcto de los mismos y poder volver a montar los modelos con los datos correctos tantas veces como se necesite.

Posteriormente se deben de realizar una serie de medidas básicas sobre los modelos de estudio montados en el articulador que van a ser necesarias para la planificación del caso desde una perspectiva quirúrgica y prostodóncica y van a ser los siguientes parámetros que se van a exponer a continuación:

- **Espacio mesiodistal dental medido a nivel de encía.** En las brechas edéntulas es la distancia que hay en el modelo de estudio entre dos puntos; uno el punto más mesial, del diente más distal, medido a borde de encía y el otro punto es el más distal, del diente más mesial medido a borde de encía. Esta distancia es la que se anota en milímetros en la ficha del paciente. En el caso de que lo que falte no sea una única pieza, sino que sean varios dientes, esta medida no se realiza linealmente sino que se hace manteniendo la curvatura de la arcada dentaria. Esta longitud de brecha edéntula va a determinar que cantidad de espacio hay entre ambas piezas de los extremos de la brecha y si este espacio existente es similar al del diente o dientes

ausentes a reponer, o si va a tener que realizar una restauración prostodóncica mayor o menor al tamaño mesiodistal del diente a restaurar real, lo que va a influir en el tamaño de la pieza dentaria que sea similar o no al del natural, así como el número de piezas dentales a reponer, teniendo incidencia quirúrgica en la elección del diámetro coronal del o de los implantes a colocar en el paciente.

- **Espacio mesiodistal dental entre puntos de contacto.** Esta medida se realiza desde el supuesto punto de contacto más mesial, del diente más distal y del supuesto punto de contacto más distal del diente más mesial, medida en milímetros. Como en el caso anterior se medirá en línea recta en caso de proximidad de los dientes de la brecha o si el espacio fuera mayor habría que mantener la curvatura de los maxilares, una vez realizada será anotada igualmente en la ficha del paciente.

Esta medida determinará si el espacio existente entre ambas piezas dentales es similar al del diente o dientes ausentes, o si se va a tener que realizar una prótesis restauradora de mayor o menor tamaño mesiodistalmente para el cierre de la brecha, lo que influirá en la estética y la función.

Si la discrepancia en milímetros entre los dos espacios dentales evaluados; el del espacio mesiodistal a nivel de la encía y el de los puntos de contacto, es muy grande, siendo mucho mayor el valor a nivel de la encía que el de los puntos de contacto, indica que para proceder a la restauración prostodóncica esta será más estrecha en el plano sagital, en la parte coronal que el espacio a nivel de la encía y podrá suceder que quedará entre ambos dientes naturales a nivel de encía desde el más mesial al más distal unos espacios denominados troneras (que es el espacio que queda entre ambos dientes naturales por debajo de los puntos de contacto) muy amplios, más que el espacio

natural fisiológico. Ya que la entrada de la pieza a restaurar se tiene que hacer obligatoriamente por el espacio coronal a nivel de los puntos de contacto. Estos espacios huecos a nivel de encía podrán ser receptores de la impactación de los alimentos, los que podrá incidir negativamente en la salud de los tejidos periimplantarios y periodontales si no se mantiene una higiene correcta por parte del paciente en esta zona, tomando todas las medidas necesarias.

- **Espacio protésico disponible.** Antes se valoró la distancia mesiodistal medida en sentido sagital, pero hay otra medida igual de importante que es la que se mide en el espacio edéntulo en el plano vertical. Esta medida va desde la posición de la mucosa correspondiente al centro de la pieza a restaurar en el medio de la cresta ósea hasta el diente antagonista de la pieza dental a reponer medido en milímetros y a boca cerrada. Esta medida evalúa el tamaño vertical de la prótesis a realizar y tendrá un factor pronóstico en los implantes dentales, al valorar la proporción corono/implante, puede indicar el tipo de fijación retentiva de la corona protésica al implante, pudiendo ser una fijación atornillada o bien cementada. En algunos casos va a determinar si hay espacio suficiente o no, por ser este por debajo del mínimo para la realización de una prótesis sobre implantes, en cuyo caso habría que cambiar o modificar la planificación protésica valorando previamente la restauración del sector antagonista antes de acometer la restauración del espacio o brecha edéntula del paciente con implantes dentales.

Todos los parámetros mencionados anteriormente, espacio mesiodistal dental medido a nivel de encía, espacio mesiodistal dental medido a nivel de puntos de contacto, altura vertical del espacio edéntulo, se miden en milímetros y se apuntan en la ficha de cada paciente, ya que van a ser factores determinantes para la planificación del paciente desde un factor protésico (*Fig. 86*).

Con el montaje del articulador terminado, con los modelos de trabajo del paciente colocados en su posición correcta, se procede a confeccionar el encerado diagnóstico, como este es un proceso de trabajo largo, se emplaza al paciente a la siguiente cita.

1.9.8. Confección del encerado diagnóstico.

Esta fase es la colocación de las réplicas de dientes en la brecha edéntula en su posición tridimensional correcta para hacer un símil de la restauración protodóncica del paciente. Para ello hemos utilizado dientes de tablilla Odilux® y cera Utility de color rojo de la empresa Reus®.

En pacientes desdentados parciales en la brecha edéntula, sobre los modelos de escayola de trabajo realizados y valorando con las medidas anteriores descritas el espacio mesiodistal en el plano sagital y el espacio vertical hasta el antagonista, se elige el tamaño de diente adecuado de la tablilla de dientes para cada caso clínico. Se mide con una pié de rey manual de punto de contacto mesial a punto de contacto distal de la brecha edéntula como se ha explicado. Se toma el diente de la tablilla y se comprueba que encaje aproximadamente, lo normal es que la longitud del diente o dientes elegidos no sea la ideal, para lo cual se adapta en sentido vertical retocando el tacón del diente de tablilla que es la parte del diente que contacta con la escayola y haría de borde cervical del mismo. También hay que guiarse para su elección de la anatomía del resto de los dientes existentes en el modelo de escayola, para la colocación de los dientes de resina en el modelo, una vez comprobado el encaje del diente, se coloca la cera roja Utility en la base de la brecha edéntula, no en excesiva cantidad, solo la suficiente para poder fijar el diente mediante su ligera inclusión en la cera y posteriormente se colocan el

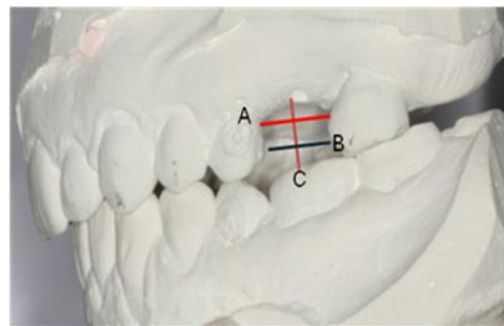


Fig .86. Medidas realizadas para el cálculo del espacio protésico disponible. A. Espacio mesio-distal a nivel de encía. B. Espacio mesio-distal a nivel de puntos de contacto y C. Espacio ocluso-gingival.

o los dientes de tablilla sobre esta cera consecutivamente, retocándolos en el talón o en pos puntos de contacto interproximales si fuera necesario hasta cubrir el total de la brecha edéntula en el plano sagital y rellenar la distancia de la brecha edéntula con tantos dientes como fueran necesarios restaurar.

En el caso de pacientes desdentados totales en los cuales hay que colocar todos los dientes de la arcada, para la elección de los dientes a restaurar, hay unas guías de referencia que se realizan previamente sobre los rodets del registro de la DV; como son la línea de la sonrisa, la línea media, línea de los caninos y límite posterior de la plancha de articulación que marcará la longitud de la arcada y por consiguiente la de los dientes. Para determinar la correcta longitud de los dientes así como la necesidad de posición en el plano sagital de los mismos, durante la prueba de rodets que se realiza sobre el paciente, se hace un análisis fonético del mismo. Se le indica que pronuncie varias letras entre ellas la letra “F” en cuya pronunciación el borde incisal de los dientes antero-superiores debe estar en contacto ligero con el labio inferior. En la mayoría de los pacientes esta línea que realiza el borde incisal de los dientes anterosuperiores es paralela a la línea que realiza el bermellón del labio inferior, dándose aproximadamente esta situación en un 84% de los pacientes. Además estos dientes anterosuperiores, en la posición de reposo bucal del paciente son visibles de 1 a 5 mm. dependiendo este factor de la edad y del sexo del paciente, siendo para los hombres aproximadamente de 1.23 mm y para mujeres de 3.40 mm[149, 151, 152], . A medida que los pacientes aumentan su edad cronológica la exposición visual de los incisivos centrales superiores va disminuyendo, y la exposición visual de los incisivos centrales inferiores aumentando al habla y a los movimientos bucales, en los pacientes menores de 30 años es de 3’37 mm en incisivos superiores y 0’51 mm. de media de incisivos inferiores. Entre los 30 y 39 años es de 1’58 mm incisivos superiores y 0’8 mm para los incisivos inferiores. Cuando los pacientes tienen entre 40 y 49 años va a ser de 1 mm en incisivos superiores y 1’96

mm en incisivos inferiores. Si se está entre 50 y 59 años será de unos 0'46 mm en incisivos superiores y 2'44 mm en incisivos inferiores y para mayores de 60 años de unos -0'4 mm incisivos superiores y 3 mm en incisivos inferiores [151]].

Con respecto a la forma de los dientes anteriores va a depender del sexo del paciente, habitualmente en los pacientes varones los dientes forman ángulos más rectos y en las mujeres los ángulos son más ovalados [153].

Los dientes mantienen igualmente una simetría con la anatomía facial total del paciente, es decir en pacientes con la cara más ovalada los dientes también mantienen estas características y son más ovalados, al igual que sucede en caras con tendencia a ser de ángulos más rectos tendiendo a caras más cuadradas los dientes mantienen igualmente unas características de ángulos rectos y son mas cuadrados. Lo mismo ocurre en caras triangulares, los son dientes triangulares y en caras de forma más rectangular los dientes se mantienen siendo más rectangulares.

En el montaje de dientes de los pacientes desdentados totales, antes de la colocación de los dientes de la tablilla, se comienza colocando una plancha de truvax previamente calentada que está realizada de un material plástico con cera rígida de la empresa Denstply®, sobre el modelo de trabajo de escayola superior o inferior del que se va a realizar el montaje de los dientes, se mantiene el rodete antagonista ya que será el que marque el plano oclusal del paciente, se dibuja el contorno vestibular de la plancha truvax, rebajando donde fuera necesario para dar entrada a dicha plancha sobre el modelo de trabajo de escayola hasta que ajuste correctamente. Se marca sobre la plancha, la línea media bucal y la guía canina obtenidos en el paciente, se mide el espacio que queda entre ambas líneas de caninos para la elección de los dientes de tablilla, ya que esta medida indicará el tamaño mesiodistal del grupo anterior compuesto por seis dientes. A continuación se

coloca una plancha de cera en todo el reborde alveolar donde irán pegados posteriormente los dientes de tablilla. Se comienzan a posicionar los dientes de la tablilla elegida, en el caso de un desdentado total por los anteriores superiores, pero siempre el grupo anterior. Se empiezan colocando los incisivos centrales cuyo eje coronal debe estar recto y el borde incisal debe estar contactando en su totalidad sobre la plancha de articulación del antagonista en caso de que sea desdentado total, su límite vestibular viene definido con la línea que se ha realizado anteriormente y que marca el límite vestibular del rodete de articulación antagonista. Los incisivos laterales van a continuación con el eje de los dientes ligeramente a distal quedando a 1 mm de distancia de la plancha del antagonista y ligeramente por detrás de la línea que representa el borde vestibular de los centrales, se sigue con los caninos con eje paralelo al eje de los incisivos centrales superiores apoyando la cúspide por detrás de la línea marcada en la plancha que marca el límite vestibular.



Fig.87. Resalte o sobremordida horizontal. Medida desde cara palatina de los incisivos centrales superiores a cara vestibular de los incisivos centrales inferiores.

Para los dientes posteriores se traza en la plancha de truwax una línea que va desde la cúspide del canino hasta el centro de la tuberosidad maxilar y esta será la línea guía para la colocación de premolares y molares, ya que esta línea coincide con la fosa de dichos dientes. Se ponen primero los primeros premolares, en el que su eje axial será paralelo al del canino y ambas cúspides se colocan tocando la plancha del antagonista de forma simétrica, las cúspides deben de quedar una a cada lado de la línea marcada sobre la cresta ósea. A continuación los segundos premolares, en los que su eje longitudinal será paralelo al canino, su cúspide palatina se apoya en la

plancha del antagonista y su cúspide vestibular quedará a 1 mm de distancia de la plancha de articulación sin tocarla. Los primeros molares superiores se situarán de forma simétrica, donde las cúspides mesiopalatina y disto palatina quedarán a un 1 mm de la plancha del antagonista y las cúspides mesio-vestibular y disto vestibular a 2 o 3 mm de la misma. Los segundos molares superiores las cúspide mesiopalatina quedaran a 2 mm de la plancha del antagonista y la cúspide mesiovestibular y disto vestibular a 4 mm de la misma. Este aumento de la distancia desde premolares a molares sucesivamente a la plancha de truwax es para ir realizando las curvas de compensación tanto sagital (Curva de Spee) como transversal (Curva de Wilson).

Para el montaje de los dientes inferiores, se retira la plancha de truwax y se comienza a colocar los dientes centrales inferiores teniendo en cuenta el resalte dental, que es el espacio que hay entre la cara palatina de los incisivos superiores centrales y la cara vestibular de los



Fig. 88. Sobremordida vertical, medida desde borde incisal de los incisivos centrales superiores a borde incisal de los incisivos centrales inferiores.

incisivo centrales inferiores, ya que los incisivos centrales superiores deben sobresalir sagitalmente de los incisivos centrales inferiores de 1 a 2 mm. (Fig.87) y la sobremordida vertical u overbite, que es el solapamiento de los incisivos centrales inferiores por los incisivos centrales superiores, y debe de medir de 2 a 3 mm. desde el borde incisal de los incisivos superiores al borde incisal de los incisivo inferiores [154] (Fig.88). Como este montaje de dientes es para prótesis fija, se va a dar al modelo del paciente una oclusión denominada función de grupo, es decir que en los movimientos de lateralidad que se han comentado durante el montaje del articulador, en el lado de trabajo entran en contacto las cúspides del canino, primer premolar, segundo premolar y cúspide mesial del primer molar en vez de únicamente el canino. De este estudio ningún implante se coloca para restaurar en

sobredentadura, (prótesis removible retenida mediante implantes), ya que al ser la toma de registros en diversos estadios de cicatrización ósea, la carga funcional podría variar en pacientes portadores de prótesis fija o prótesis removible sobre los implantes dentales.

Para el montaje de los dientes inferiores se ha elegido una inclinación vestíbulo lingual de 0° en los dientes antero inferiores siguiendo las pautas de la llaves de oclusión de Andrews[155]. Los incisivos inferiores laterales se colocan de forma similar a los centrales. A continuación se colocan los caninos lingualmente a sus antagonistas más posteriores sagitalmente que los superiores y ligeramente adelantada su cúspide con respecto del canino superior, para que en los movimientos excursivos contacten cúspide con cúspide de ambos caninos antagonistas. Los primeros molares se articulan quedando la cúspide mesiovestibular del primer molar superior en el surco mesiovestibular del primer molar inferior para darle una relación molar tipo “1”. Los primeros premolares se colocan articulándolos con sus antagonistas cúspide vestibular con reborde marginal mesial, y los segundos premolares son los últimos en colocar, ya que se consideran dientes comodín, pudiendo modificar su anchura mesiodistal según las necesidades del espacio de la brecha edéntula.

Finalizado este paso, que es el montaje de los dientes de las arcadas edéntulas, se procede al duplicado del montaje y este va a indicar en función de la cantidad ósea disponible en las diferentes posiciones: el número, tamaño y posición de los dientes a reponer prostodóncicamente. Este duplicado y pasado a férula es necesario junto con las pruebas radiológicas complementarias, para la elección y colocación tridimensional de los implantes dentales.

1.9.9. Confección de la férula radiológico quirúrgico [156]: El duplicado del montaje de los dientes es la réplica exacta del encerado diagnóstico realizado en el modelo de trabajo, con él se confecciona lo que se denomina férula radiológico quirúrgica, y ayuda a valorar la disponibilidad ósea en cada situación dental, así como las estructuras anatómicas comprometidas en la colocación de las fijaciones como son los senos maxilares o el conducto dentario inferior, igualmente se evalúa la distancia que hay desde el reborde óseo marginal del maxilar a rehabilitar hasta donde empieza la posible corona clínica[157]. La confección de dicha férula radiológico-quirúrgica se detalla a continuación:



Fig.89. Imagen del material necesario para la realización de la férula radiológica.

Para mantener un registro en el tiempo de la posición dental del encerado diagnóstico y antes de comenzar con la fabricación de la férula radiológico quirúrgica, ya que durante el proceso de realización podría dañarse o mover la posición del montaje de dientes, se toman unos

frentes sobre el encerado de silicona pesada Virtual Ivoclar Vivadent®, para así, tener un negativo del mismo guardado. Para ello se coge la silicona pesada base más el activador gel y se mezcla con la mano hasta tener una consistencia uniforme pero blanda todavía y se lleva y posiciona por la parte externa de los dientes apretando suavemente para que queden registradas las zonas más vestibulares de los dientes articulados unos sobre otros y montados en su posición correcta, con ello se consigue que si se tuviera la necesidad de volver a tener que reposicionar los dientes en la situación inicial de montaje articulada es más fácil sobre el modelo de trabajo, ya que se tiene una

guía que indica cómo van articulados y montados unos con otros sobre el modelo.

Para la realización de las férulas radiológico quirúrgicas se utilizarán los siguientes materiales: Modelos de trabajo con el encerado diagnóstico, Cera de Modelar Normal Reus®, Resina acrílica transparente leocryl de Leone®, vaso de mezclas de resina, Cubeta metálica, vaselina líquida, Alginato xantalgin® select de la casa Dentalite®, tazón y espatyla de alginato, un lápiz, Sulfato de bario y espátula de resina (Fig.89).

Se diseña dibujando la parte exterior de la férula sobre el modelo de trabajo marcando las líneas maestras con lápiz pudiendo ser ésta de dos tipos: (Fig.90).

- Dentosoportada; Es decir, que la sujeción para que se mantenga estable la férula radiológico quirúrgica en la boca del paciente son los dientes remanentes que este tiene, ésta ajustará y apoyará sobre las caras oclusales de los dientes adyacentes a la brecha edéntula y hasta un 1/3 del diente en vertical desde la distancia más coronal de los dientes elegidos para el ajuste oclusal. Este diseño de férula está indicado en los casos de que existan dientes adyacentes a la brecha edéntula ya que así permite una vez despegado el colgajo muco perióstico, que no haya interferencia de estos en la zona a operar durante la cirugía, y se mantenga la férula en la posición correcta y elegida (Fig.91).



Fig.90. Diseño de la férula radiológico quirúrgica sobre el modelo de trabajo.

- Mucosoportada; es decir, son aquellas férulas que van apoyadas directamente en la mucosa de la boca del paciente. Están indicadas en caso de pacientes con edentulismo total, al igual que la anterior, como durante la cirugía la anatomía mucosa de la zona quirúrgica varía por

la incisión y despegamiento del colgajo mucoperióstico, por lo que al poseer solo apoyo mucoso la desestabilizaría y variaría su posición de la elegida en el modelo de trabajo, por lo que los apoyos mucosos deben estar lo más alejados



Fig.91. Ejemplo de férula dentosoportada

posibles del posible campo quirúrgico, así, en férulas de desdentados totales de maxilar superior, los apoyos estarían localizados en la zona de la tuberosidad y en el paladar duro por palatino limitando ya con el paladar blando.



Fig. 92. Ferula radilógico-quirúrgica de soporte mucoso en desdentados totales. En este caso es para una rehabilitación superior e inferior.

En el maxilar inferior mantener la estabilidad de la férula es más complicado ya que anatómicamente no se cuenta con el paladar duro así que, los apoyos sobre la mucosa inferior estarán localizados fundamentalmente en la zona retromolar de la mandíbula y si es posible en el perfil mucoso de la

zona lingual que no suele despegarse en los procesos de la colocación de los implantes dentales (Fig.92).

Una vez se elige si la férula va a ser dento o mucosoportada, se monta la cera, bien sobre las caras oclusales de los dientes adyacentes en uno o dos dientes por mesial y distal a la brecha, que es la que va a dejar el espacio para el relleno de la resina, o bien sobre las porciones mucosas del paciente comentadas anteriormente en caso de que sea un paciente desdentado total y ajustándola sobre los dientes de resina del montaje que son el diseño de la prótesis definitiva que vamos a querer realizar sobre el paciente (Fig.93).

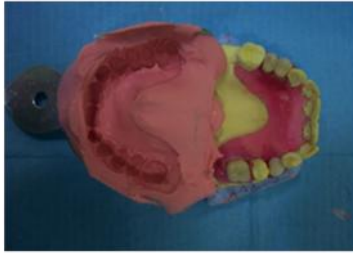


Fig. 93. Colocación de la cera en las localizaciones donde posteriormente irá alojada la resina.

Preparación del alginato: Se toma una cubeta metálica New súper de Asa dental® y el alginato xantalgin® select de la casa Dentalite®, se vierte sobre el tazón de alginato con la proporción correspondiente de agua y polvo,

una vez que el alginato batido tiene consistencia de gel, se aplica sobre la cubeta metálica y se toma impresión del modelo de trabajo habiendo impregnado antes totalmente de vaselina tanto la zona que a restaurar con implantes como en el resto del modelo, este paso se realiza para que no haya una fijación entre el alginato y el modelo de escayola y no se rompa ni la impresión ni el modelo en el proceso de su retirada, una vez realizada la impresión de la férula y endurecido el alginato se quita esta del modelo y por un lado se tiene el modelo de trabajo y en la cubeta aparece la toma de impresión y el arrastre de la cera y los dientes que rememoran el trabajo protodónico a realizar, se obtiene por tanto un negativo de la boca del paciente con la restauración protodónica y el ajuste elegido de la férula.



Fig . 94. En esta imagen vemos como se han bloqueado todas las zonas retentivas del modelo para evitar que entre la resina y que posteriormente no se pueda retirar la férula del modelo.

Una vez obtenido el negativo del modelo de trabajo con el encerado diagnóstico, o bien de la cubeta o bien del modelo de trabajo, en función de donde se haya quedado, se retira la cera y los dientes que conforman el montaje del encerado diagnóstico y se bloquea nuevamente con cera todas la zonas retentivas del modelo de trabajo, para así no tener problemas a la hora de retirar la férula una vez fabricada con resina acrílica, ya que ésta al endurecer su vuelve totalmente rígida, y no permitiría retirarla del modelo si hubiera

algún punto retentivo teniendo que romper uno de los dos elementos, férula o modelo (Fig.94).

Se aplica vaselina líquida abundantemente en todo el modelo de trabajo de escayola para evitar que se adhiera a la resina fraguada, lo que

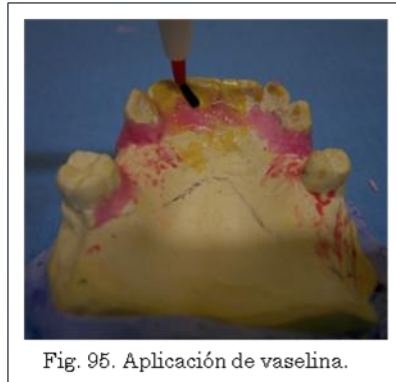


Fig. 95. Aplicación de vaselina.

provocaría o la rotura del modelo o bien que la férula quedara inservible (Fig. 95).

Se mezcla la resina transparente con el sulfato de bario en una proporción de 1 de bario y 3 de resina. En un recipiente, se vierte el líquido de la resina y se bate polvo de bario y resina con el líquido de resina y cuando se obtenga una consistencia de chicle de la mezcla se coloca dentro de la impresión de alginato en el lugar de los dientes a restaurar prostodóncicamente por la férula, se debe valorar que esta porción de resina con bario es solo para la corona de los dientes a restaurar y no para la zona de la retención dental o mucosa por lo que no debe nunca sobrepasar el borde cervical de los mismos ni verterlo en la parte del ajuste oclusal de la férula (Fig.96).

Una vez empiece a fraguar el Sulfato de bario con su proporción de resina, y se notará cuando al contacto digital este más consistente, duro y caliente ya que la resina es termopolimerizable, se vierte sobre éste conglomerado y en las zonas adyacentes

que es donde va a realizar el apoyo dental o el apoyo mucoso, la resina acrílica transparente sin mezcla de bario, en cantidad suficiente y batida con líquido hasta una consistencia gel y se reposiciona el modelo de trabajo de escayola dentro la impresión en su posición correcta y con fuerza se mantiene introducido con presión al menos durante una hora para



Fig.96. Sulfato de bario colocado en los espacios de los dientes ausentes.



Fig.97. Una vez colocada la resina sin sulfato de bario reposicionamos el modelo y esperamos a que fragüe la resina para posteriormente retirarla.

que se proceda al endurecimiento total de la resina, tanto la que está con bario como la que va sola sin él (Fig.97).

Para finalizar, una vez polimerizada la resina, se retira la cubeta del modelo de trabajo con cuidado para no romperlo y se

coge la férula retirándola del modelo también con cuidado, se repasan las rebabas de la férula con fresa de carburo de tungsteno montada en pieza de mano, posteriormente se pule la férula con fresas de pulido de goma verde y amarilla también montadas en pieza de mano. Finalizado el proceso pulido de la férula se comprueba la entrada de la misma en el modelo de trabajo. Es posible que sea necesario retocarla lateralmente y en la base para que tenga una entrada cómoda al modelo de trabajo y/o en la boca del paciente. No se debe olvidar que esta férula radiológico quirúrgica es

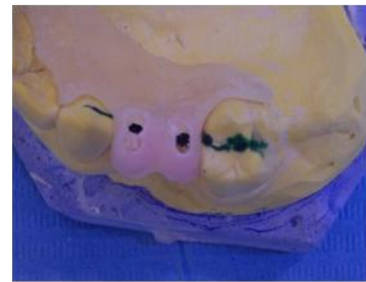


Fig.98. En esta imagen podemos ver como los ejes de entrada de las fresas están orientadas para que la perforación sea en el centro del reborde óseo.

para que posteriormente el paciente se la coloque en la boca para las pruebas diagnósticas radiológicas y para la guía de la cirugía con las fresas en la colocación de los implantes dentales. Cuando se ha terminado de dar entrada en el modelo de trabajo, se toma la férula y se procede a realizar las futuras guías de fresado quirúrgico siguiendo los ejes axiales de los dientes a restaurar en el paciente, esta acción se realiza en un paralelizador de la empresa Mestra® (Fig.98). El paralelizador es un instrumento destinado a mostrar la relación espacial de las diferentes estructuras y si estas mantienen el mismo eje guía entre si, con fresa cilíndrica de tungsteno de 2,5 mm de diámetro Komet®, este diámetro elegido no es al azar sino que es

debido a que las fresas piloto de los sistemas de implantes que se van a colocar en este estudio, tienen una medida de 2 mm de diámetro en su parte activa, por ello al entrar las fresas quirúrgicas en el agujero guía realizado, la fresa se mueve perfectamente verticalmente sin rozar las paredes de la guía y sin quedarse parada dentro por fricción. Si el agujero realizado en la férula fuera mayor al tamaño elegido, se movería excesivamente dentro del eje creado y podría cambiar la posición de la osteotomía inicial tridimensionalmente y si es mucho menor no podría entrar y bajar, inutilizando la férula para el acto quirúrgico y no obteniendo la posición ideal de fresado. Las perforaciones en la férula se realizan siguiendo los ejes mas axiales de los dientes a restaurar en toda la corona en su eje vertical, así se coloca la punta de la fresa que va a hacer la guía en el centro de la cara oclusal en el caso de bicúspides y molares y en el cúngulo en caso de dientes anteriores. Con el modelo fijado en la base del paralelizador con la guía en su posición correcta, se pone en marcha la pieza de mano del motor K9 de la empresa kavo® y con cuidado se va perforando poco a poco la resina con entrada y salida en eje vertical, con esta maniobra de vaivén se logra que no se embote la fresa en la resina de la férula y se pare el motor, se comprueba el progreso realizado retirando cada cierto tiempo la fresa, y que se va haciendo la guía en el eje vertical correcto, ya que deben de aparecer una de las entradas de los agujeros guía en la parte más central de la supuesta cresta ósea del paciente y el otro en el centro de la cara oclusal o en el cúngulo de los dientes como se ha comentado anteriormente. Una vez atravesada toda la férula de oclusal a cervical en toda la longitud vertical de la corona a restaurar, se da por concluido el proceso de perforación de la guía quirúrgica, en este caso permitió elegir la angulación de los ejes de las guías específicos de cada diente, según las llaves de la Oclusión de Andrews detalladas a continuación: [155]

Pacientes y métodos

- Relación entre molares: La cúspide mesio-vestibular del primer molar superior, ocluye en el surco mesio-vestibular del primer molar inferior.
- Angulación mesio-distal de la corona. Porción gingival del eje longitudinal de la corona debe situarse por distal de la porción oclusal de dicho eje para que la oclusión sea normal. La angulación de la corona se mide con respecto al plano de Andrews, que es paralelo al plano oclusal.
- Inclinação buco lingual de la corona: Define el ángulo formado entre las tangentes al punto céntrico del eje. Cuando la tangente pasa por lingual a la perpendicular del ángulo, será positiva y en caso contrario será negativa. En el frente antero superior es positiva, mientras que en el antero inferior es neutra o ligeramente negativa. En sectores posteriores es negativa aumentando desde el canino al molar.
- Ausencia de rotaciones: Rotaciones en premolares y molares, aumentan su tamaño mesio-distal, mientras que los incisivos disminuirán. En el caso de los caninos se producen problemas estéticos y funcionales.
- Ausencia de contacto dental en diastemas.
- Curva de Spee: Plana o muy grave. Una muy marcada daría lugar a falta de espacio dental en la arcada superior, una curva muy plana daría lugar a diastemas.

Estas férulas quirúrgico-radiológicas, servirán posteriormente para valorar radiológicamente el hueso residual[158] del paciente con respecto a los dientes a restaurar en las pruebas diagnosticas radiológicas y serán las que dirigirán en los planos vertical y sagital la inserción de la fresas guías

de la osteotomía durante el acto quirúrgico implantológico para la colocación de los implantes dentales.

En pacientes desdentados totales, portadores de prótesis removible completa, para la confección de la férula radiológico-quirúrgica, hay dos opciones: realizar una férula radiológico-quirúrgica como se ha explicado en la fase de férula de soporte mucoso o usar, si el paciente es portador de prótesis removible, ésta, mediante un duplicado de la misma siempre y cuando cumpla los siguientes criterios:

Dimensión vertical, estética y oclusión correctas.

Dientes de la prótesis posicionados correctamente.

Descripción de la Técnica:

Cuando se va a usar la prótesis completa que porta el paciente, para la fabricación de una férula radiológico-quirúrgica, es necesario tener una serie de elementos que son:

- Duplicador de prótesis dentales de la empresa Bicon®. (Fig.99)
- Alginato Xantalgin ® Select de la empresa Dentalite®
- Resina acrílica transparente Orthosin Uni de la empresa Schütz Dental ®.
- Sulfato de Bario Baro-Cat®.
- Vaselina pura Brum®.
- Tazón y espátula de alginato
- Taza y espátula de resina.

Paso 1. Se toma el alginato, se lleva a su tazón específico y se mezcla en la proporción que indica el fabricante, se bate y cuando tiene la consistencia de gel adecuada se lleva a una de las



Fig.99. Duplicador de Lang® durante el proceso de fraguado de la otra mitad del duplicador.

mitades del duplicador extendiéndolo uniformemente por él.

Paso 2. Se toma la prótesis completa del paciente y se coloca sobre el alginato por la parte de los dientes, presionando hasta introducirla hasta la mitad con el objetivo de impresionar la parte externa de la prótesis en ella (Fig.100).



Fig.100. Impresión de la parte dentada de la prótesis completa en el duplicador de Lang.

Paso 3. Una vez fraguada esa primera mitad de alginato, se vuelve a preparar otra porción de alginato y se rellena la otra mitad del duplicador. Previamente se aplica vaselina abundante sobre la superficie del alginato ya fraguado en la primera mitad del duplicador, esta maniobra se realiza para que no se peguen las dos superficies del alginato y sea más sencillo en su apertura el duplicador. Se cierra la tapa del segundo lado del duplicador sobre el primero con la prótesis removible en el interior, una vez cerrada la tapa se fija con su cierre fuertemente para que se distribuya uniformemente todo el alginato y la prótesis quede correctamente impresionada.

Paso 4. Cuando ha fraguado la segunda porción del alginato, se abre



Fig.101. Impresión de las dos caras de la prótesis a cada lado del duplicador.

la llave del duplicador y se separan las dos partes, llevando cada una su parte del alginato que habían sido preparados en los dos tiempos de fraguado y no han quedado unidos por haberles aplicado la vaselina.

Se extrae la prótesis con cuidado, quedando impresionada la parte

vestibular con los dientes en una de las mitades de duplicador y la parte del soporte mucoso en la otra mitad del mismo (*Fig.101*).

Paso 5. Se aplica nuevamente mucha vaselina a todo el alginato del duplicador, sobre todo en la zona del negativo de la prótesis del paciente.



Fig.102. Sulfato de bario colocado en el espacio dejado por los dientes en la impresión de alginato.

Paso 6. Se mezcla en un tazón de resina el sulfato de bario con la resina acrílica transparente en la proporción de tres partes de resina por una parte de sulfato de bario, se vierte el líquido de resina y se bate con la espátula de resina, cuando la mezcla tenga consistencia gomosa se vierte solo sobre el negativo de los dientes del aparato del paciente que están impresionados en el alginato, (no el reborde mucoso) que contiene el duplicador para que ocupe dicho espacio hasta su reborde cervical (*Fig.102*).

Paso 7. Se prepara en otra taza de resina una nueva cantidad suficiente de resina sola autopolimerizable con su líquido y cuando tiene la consistencia gel deseada se vierte sobre el resto de la impresión del aparato que contiene el duplicador y este negativo será totalmente ocupado por la resina acrílica transparente. Se cierran las dos tapas del duplicador, apretándolo nuevamente fuerte y cerrando totalmente la llave para que quede bien presionada la resina en el interior del duplicador y se pueda duplicar bien el aparato removible de resina del paciente (*Fig.103*).



Fig.103. Resina acrílica transparente sobre la mezcla de sulfato de bario.

Paso 8. Una vez que la resina a endurecido totalmente por tiempo de fraguado, se abre el cierre y se separan las dos partes del duplicador,

se saca la prótesis realizada en resina de las dos porciones del alginato, una vez fuera se retiran todas las rebabas de la resina con una fresa de repasado de tungsteno en forma de balón de rugby montada en pieza de mano para posteriormente pulirlo con fresa de pieza de mano de goma verde y amarilla con el mismo motor. Una vez pulida la férula se prepara para realizarle las perforaciones al igual que se ha explicado en la parte confección de las férulas radiológico quirúrgicas de pacientes desdentados parciales con férulas de apoyo dental (Fig.104).

1.10. Ajuste y entrega de la férula radiológico-quirúrgica al paciente. Día 8

En esta nueva visita a todos los pacientes se les ha realizado ya las férulas radiológico-quirúrgicas y se les cita para probar en boca las mismas, comprobando su entrada, ajuste y estabilidad. A todos los pacientes se les enseña a ponérsela y quitársela correctamente, esto se realiza para que cuando vayan a hacerse la prueba



Fig.103. Resina acrílica transparente sobre la mezcla de sulfato de bario.

diagnóstica radiológica al centro radiológico de referencia, sepan colocársela y quitársela. Es probable que durante esta visita haya que hacer pequeñas correcciones de las férulas, tanto para darles entrada en boca del paciente, en sentido vertical como en sagital hasta que se consigue el correcto ajuste de la misma, lo cual se realiza mediante fresa de carburo de tungsteno y pieza de mano en los sitios donde lo necesiten y marque el papel de articular, testigo de los contactos inadecuados. A todos los pacientes se les entrega una receta por escrito para el centro radiológico en el que está especificado el tipo de prueba que se requiere.

1.11. Estudio Radiográfico.

A todos los pacientes del estudio se les remite al centro de Radiodiagnóstico de referencia, tanto en Madrid como en Valencia, para la realización de una tomografía computerizada de haz cónico con cortes tomográficos de ambas arcadas a 1 mm de distancia entre ellos, estas se entregarán al paciente tanto en formato

digital como en acetatos, que es la que se va a utilizar para la planificación de todos los pacientes. Se solicita, para todas las pruebas de los pacientes en el centro radiológico un Scout que es la línea de proyección donde se visualizan en el acetato las líneas de corte horizontales que deben ser paralelas al plano de oclusión del paciente esta prueba es básica para poder comprobar que todos los cortes sagitales realizados en la prueba diagnóstica y de planificación radiológica son perpendiculares al plano de oclusión. Esto indica que cuando se va a medir en los diferentes cortes sagitales que se entregan en acetato, las medidas que se van a realizar van a ser reales y que tienen una proporción 1/1 y no van a estar ni aumentadas ni disminuidas por cambios de ejes verticales sobre en el plano sagital lo que daría medidas incorrectas. La prueba radiológica proporciona además de las medidas reales de la disponibilidad ósea, una información suplementaria sobre la posible calidad ósea, así como la altura y la relación del hueso con los dientes a reponer en los tres planos del espacio. Así como la cantidad de cortical ósea, siendo normalmente mayor en la zona palatina cuando hablamos de maxilar superior y en vestibular en la mandíbula.

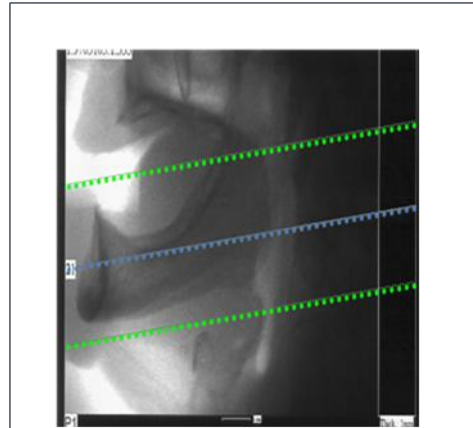


Fig.105. La línea azul es la línea Scout, que debe ser paralela al plano oclusal para que los cortes no salga disporsionados.

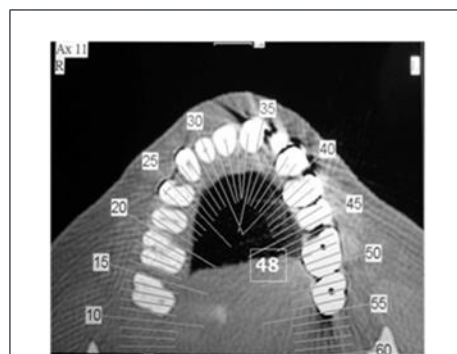


Fig.106. Corte tomográfico horizontal de maxilar superior completo, nos permitiéndonos ver el orificio de la férula radiológico-quirúrgica, facilitándonos localizar el corte correspondiente a la zona a estudiar.

2. Selección del implante

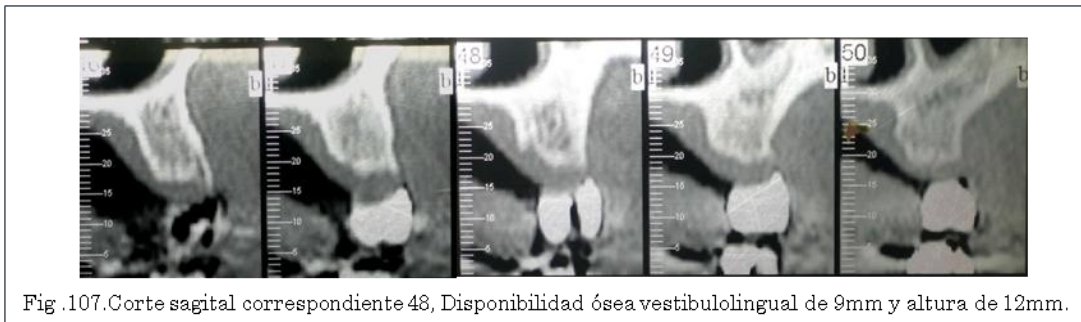
2.1. Recepción del Dental-Scan por parte del operador; Día 9

El paciente una vez realizada aporta la prueba del centro de radiodiagnóstico a la escuela universitaria tanto en acetato como en digital, el examinador recibe la prueba diagnóstica y la valora de la siguiente manera:

Se toma el acetato de la prueba en el cual aparece toda la arcada dentaria a restaurar y lo lleva sobre el negatoscopio. Esta proyección completa del maxilar correspondiente, permite identificar la posición de los dientes de la férula radiológica quirúrgica impresionados con bario en el mismo y localiza el agujero guía realizado sobre la misma por donde va a ir la osteotomía el día de la cirugía (*Fig.106*). Se anotan en la historia clínica, el o los números de los cortes en función del número de implantes que coinciden con los agujeros guía de cada osteotomía. Cuando se tienen identificados todos los cortes de trabajo de la osteotomía del paciente, se buscan en los diferentes acetatos numerados que poseen los cortes verticales con el número correspondiente anotado en la historia clínica y se van colocando sobre el negatoscopio uno a uno para comprobar en todos ellos, donde está la posible posición final de los implantes a colocar, además de identificar el corte numéricamente, se debe valorar siempre al menos un corte anterior y otro posterior al elegido, ya que al pedir cortes de 1 mm de ancho y los implantes ser de un mínimo 3.7 mm de diámetro, se debe de evaluar esos cortes anteriores y posteriores en los cuales también irá una parte del implante a colocar. En cada corte de estudio se va a valorar, medido en milímetros, los siguientes parámetros.

La anchura vestíbulo-lingual y/o palatina del remanente óseo. Se mide la distancia entre los perfiles óseos de vestibular a lingual a nivel de la cresta ósea, en la posición sagital donde está el agujero guía que es donde va a ir

colocado el implante dental. Esta medida de anchura se anotará en la ficha del paciente a la derecha del corte tomográfico. Con este dato se puede evaluar el posible diámetro máximo del implante a colocar, se debe tener en cuenta que para evitar reabsorciones óseas debe quedar al menos 2 mm de hueso desde el borde del implante hasta reborde óseo a vestibular y lingual/palatino (Fig.107).



Altura ósea, es una dimensión muy importante a tener en cuenta, ya que puede influir sobre la altura de la restauración protodóncica a realizar sobre el implante dental y también en la estética bucal del paciente. Esta altura se medirá en los mismos cortes escogidos que la anterior medida y va a ir desde el reborde óseo crestal alveolar superior hasta las estructuras anatómicas vecinas en profundidad vertical como pueden ser; senos maxilares, fosas nasales o conducto dentario inferior, siguiendo el agujero guía de la férula y teniendo en cuenta que al menos debe haber un margen de seguridad de 2 mm a cada uno de los accidentes anatómicos mencionados, para ello a la distancia evaluada vertical se le disminuyen los 2 mm de margen de seguridad, esta medida se anotará igualmente en la ficha del paciente en su casilla adecuada, también se

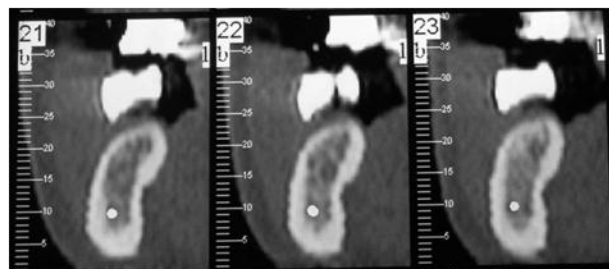
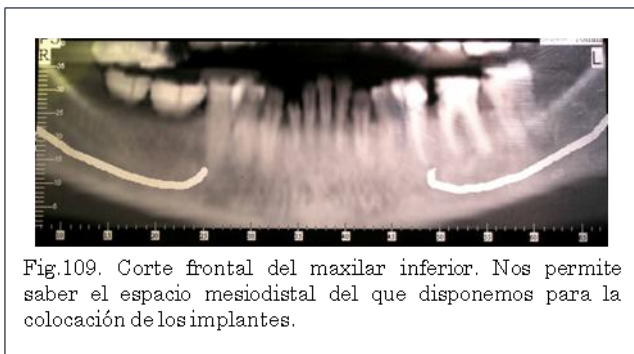


Fig.108. En este corte sagital mandíbula, podemos observar la curvatura que presenta la cortical lingual, si no la tenemos en cuenta, la podemos perforar durante la osteotomía.

evalúan otras variaciones anatómicas como puede ser en los sectores posteriores mandibulares en los que la cortical lingual tiene en ocasiones una curvatura muy pronunciada que si no se valora adecuadamente se podría perforar y dañar las estructuras del suelo de la boca con las complicaciones quirúrgicas que eso supone (Fig.108).

Anchura mesio distal en la brecha edéntula, está limitada por los dientes o los implantes adyacentes, esta distancia se mide en el acetato que tiene la visión de los maxilares en sentido sagital, y se valora desde la posición más mesial a nivel cervical del diente mas distal y la posición más distal de la corona más mesial a nivel cervical. Cuando se tiene esta distancia medida, se puede inferir el diámetro del implante ya que para calcular el diámetro o diámetros de los implantes a colocar en esta brecha edéntula se debe tener



en cuenta que la distancia mínima entre implante y diente es de 1'5 mm y de 3 mm. de implante a implante, esto se hace para evitar posibles lesiones al diente así como evitar la reabsorción ósea en

esa zona, bien entre implante - diente como entre implante – implante (Fig.109).

Distancia mesio distal a la salida del agujero mentoniano, esta distancia que como se comentó anteriormente debe de valorarse en el plano vertical, dejando la distancia de seguridad adecuada, hay que valorarla también en sentido mesio distal en el acetato del corte correspondiente. En la colocación de los implantes dentales por mesial de dicho componente anatómico, pero próximos a él, pudiera dañar el nervio en la salida por el agujero mentoniano o una prolongación a mesial del mismo nervio antes de salir de su posición intraósea denominada bucle. Si la colocación del implante está demasiado cercana a su salida por el agujero mentoniano, podría dañarlo

dejando una secuela nerviosa en muchos de los casos irreversible. La posibilidad de que esto ocurra es debido a que el implante tiene un diámetro al menos dos veces mayor que el corte tomográfico, ya que está comparando 3.7 mm de diámetro o más del cuerpo del implante contra 1 mm de corte tomográfico, si bien es cierto, que en la posición del agujero guía entraría la parte central del implante por lo que la distancia a uno de los lados solo sería la mitad, sobre unos 2 mm o más en función del diámetro del implante a colocar, por ello se toma el corte vertical del acetato y se comprueba que el agujero guía por mesial esté al menos a dos cortes de distancia de la salida del agujero mentoniano, siempre y cuando esa posición sea una de las elegidas para la colocación de implante, igualmente esta comprobación se volverá a realizar en el acetato

sagital, comprobando igualmente que la proyección vertical del agujero guía está a una distancia de dos milímetros de la proyección del agujero mentoniano, valorando en ambos si hay bucle, ya que se puede comprobar esto por la diferencia de densidad del hueso y el nervio maxilar inferior, por lo que está

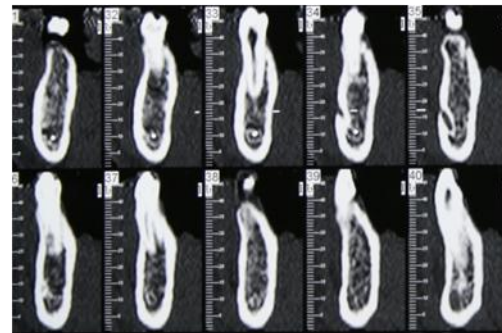


Fig.110. Aquí podemos observar el bucle del dentario a su salida por el agujero mentoniano, la salida está en el corte 35 y en los cortes 36, 37 y 38 vemos la continuación del conducto dentario inferior.

medida de seguridad es básica para los implantes dentales que se van a colocar por mesial del agujero mentoniano y debe de mantener en todos los casos esa distancia de seguridad de al menos 2 mm desde el perfil distal del implante a la salida del agujero mentoniano o al bucle del mismo siendo posible que se aconseje una distancia de seguridad superior (Fig110).

Distancia en milímetros desde reborde óseo residual del paciente al borde cervical del diente o de los dientes impresionados en el sulfato de bario en la situación más próxima al agujero guía con el que se ha fabricado la férula radiológico-quirúrgica. Esta distancia que se evalúa tanto en el acetato de corte vertical como en el del corte sagital, permite junto con el espacio

protésico mesiodistal medido sobre los modelos de estudio, valorar el tipo de prótesis que se le puede realizar al paciente o por lo menos evaluar cual es la más aconsejable para la restauración protodóncica. No hay que olvidar que la elección del tipo de prótesis es fundamental ya que no se tomarán medidas de estabilidad a aquellos pacientes que vayan a ser portadores de prótesis removibles retenidas por implantes dentales, todos los tipos de prótesis posibles se detallan a continuación:

- **Fp 1.** Restauración fija, que sustituye únicamente las coronas anatómicas de los dientes naturales perdidos. El material de elección para la realización de la prótesis es la porcelana dental con cofia en metal o Zirconio. Esta rehabilitación protésica está indicada en pacientes con hueso tipo A es decir, anchura mayor de 5 mm mesiodistal, altura vertical mayor de 12 mm, espacio mesiodistal (en caso de dientes unitarios) mayor o igual de 7mm y altura coronaria a antagonista sin porción mucosa menor o igual de 5mm bibliografía[9].
- **Fp 2.** Restauración fija, repone la corona anatómica y una porción de la raíz de un diente natural. El volumen y la topografía del hueso disponible se encuentra en posición más apical en comparación con la unión amelocementaria de un diente natural. Estas restauraciones son similares a los dientes que muestran pérdida del hueso periodontal y recesión gingival. Las distancias en el plano vertical se encuentran entre la Fp1, vista anteriormente y la Fp3 que se describe a continuación.
- **Fp3.** Restauración fija. Esta prótesis sustituye además de las coronas clínicas de los dientes naturales, una porción de los tejidos blandos. En este caso, la altura original de hueso disponible ha disminuido debido a la reabsorción ósea natural. Este tipo de prótesis se puede realizar de dos maneras: Una restauración híbrida de dientes artificiales, acrílico y una subestructura de metal o bien cambiar el material de los dientes restaurados que en vez de ser de acrílico sean

de metal porcelana. El principal factor que determina este tipo de restauración es el espacio protésico, que será de al menos 15 mm, de distancia en el plano vertical desde el borde cervical del diente al remanente óseo.

- **Rp4.** Prótesis removible implanto retenida e implanto soportada. Los retenedores conectan habitualmente la prótesis removible a una barra que a su vez está atornillada a los implantes dentales. Para su realización se necesitan dientes artificiales y un cuerpo de acrílico. Para poder realizarla es necesario que existe un espacio protésico mayor de 15 mm para que tengan espacio vertical todos los componentes de la prótesis. Normalmente está indicada en pacientes con reabsorción ósea severa clasificación División C, es decir anchura vestíbulo lingual menor de 2'5 mm, altura vertical menor de 12 mm y altura coronaria mayor de 15 mm. pero como se ha comentado es criterio de exclusión del presente estudio.
- **Rp5.** Es una prótesis removible que a diferencia de la anterior además del apoyo sobre implantes también se apoya en tejido blando, es decir es mucosoportada e implanto retenida. Está indicada también en pacientes con severas reabsorciones severas clasificación división C y División D que se define como atrofia grave, pérdida de hueso basal y altura coronaria mayor de 20 mm. en sentido vertical. También está indicada en pacientes de edad avanzada por su facilidad de limpieza, menor coste económico. Como se ha comentado anteriormente tampoco se han evaluado estos pacientes en este estudio, por lo que se le considera un motivo de exclusión.

Una vez evaluadas todas las distancias en los acetatos y apuntadas en su casillero correspondiente en la historia clínica de cada paciente, (esto va servir para la elección del tipo de prótesis a restaurar a cada uno de los pacientes del estudio y nos dará las características del implante dental a colocar, evaluadas en su diámetro y su longitud), se comprueba nuevamente en el acetato de corte sagital que el eje axial que está marcado en el diente

de bario de la férula quirúrgica radiológica en su relación vertical con respecto a la inclinación del hueso basal residual esta en el mismo eje o aproximado y es correcto, ya que en algunos casos ambos ejes no se corresponden, el del agujero guía y el del hueso residual y es necesario variar los ejes de las guías con un máximo de 20° de diferencia del inicial (Fig.111). En el caso de que se tenga que cambiar el eje guía realizado para la entrada de las fresas de osteotomía el día de la cirugía, se puede calcular la diferencia que hay entre ambos ejes y por tanto el ángulo de variación entre la guía y el hueso basal en la prueba radiológica de corte vertical, para su variación en la férula de deberá montar nuevamente el modelo con su férula radiológico quirúrgica en el paralelizador, tomando entonces en el eje del paralelómetro el de la guía inicial se realiza la modificación del cambio del ángulo en el variador de angulación que lleva en la cabeza del vástago guía angulado del paralelómetro y se modifica por tanto la guía de entrada a la posición corregida y se terminan las nuevas guías radiológico quirúrgicas en la férula de acuerdo con el remanente óseo del paciente y con la situación ósea adecuada.

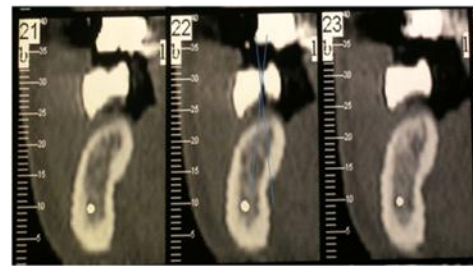


Fig.111. En el corte 22 observamos que si seguimos el eje de la guía quirúrgica perforaremos la cortical lingual, para evitarlo es necesario variar el eje de la osteotomía.

Ya anotados los datos registrados con los datos de la tomografía del paciente, la ficha quedará rellenada de la siguiente manera:

- a. El número de corte que refleja la posición de colocación de los posibles implantes dentales.
- b. La medida en sentido vertical que indicara la longitud máxima del implante dental a colocar.
- c. La medida en sentido sagital que indicara la distancia de seguridad al diente adyacente, a otro implante o a la salida del agujero

mentoniano y dará el diámetro máximo del implante dental a colocar en el paciente

- d. la medida horizontal del hueso residual en la zona de colocación de los implantes dentales que indicara el diámetro máximo del implante dental a colocar.

Todas las medidas anteriormente expuestas se toman mediante pie de rey milimetrado y son repetidas en dos ocasiones por el registrador de estos datos, cuando estas medidas no coinciden en sus dos tomas se vuelve a realizar una tercera vez. Siempre que haya dudas en una medida se toma como válida la de inferior numeración ya que en estos casos se están valorando medidas de seguridad.

No se van a utilizar las plantillas de los diferentes tipos de implantes de cada empresa comercial, ya que en estas plantillas vienen dibujados los modelos de implantes de cada diámetro y longitud en dos escala; 1:1 que es el tamaño real y por tanto para medir en la prueba radiográfica con el tomógrafo, ya que podría interferir en la elección del tipo o modelo de implante a colocar por el operador.

Igualmente tampoco se van a utilizar para evaluar las diferentes medidas las ortopantomografías ya que estas poseen una magnificación variable en función de su posición pero que se acerca en algunos casos al 25%, y por tanto presentan distorsión y error.

La evaluación de la medida de seguridad horizontal a lo largo de todo el cuerpo del implante, se realizó con modelos de papel de 3.7, 4.5 y 5 mm de diámetro y de 13 mm de longitud y se hizo colocando la parte coronal de la plantilla de papel en el reborde óseo marginal, a nivel yuxtaóseo. Se coloca el modelo de diámetro de implante que sea más adecuado para dicho tramo edéntulo en sentido vestíbulo lingual y permite confirmar para cada caso que el diámetro elegido es correcto siempre y cuando el implante de papel

Pacientes y métodos

seleccionado tenga al menos 2 mm de hueso residual a cada una de las tablas vestibular y lingual. De no ser así se tomará la plantilla de papel de menor diámetro y se volverá a confirmar el presente registro hasta encontrar el diámetro máximo de implante adecuado para poder colocar o en caso contrario desechar al paciente al no cumplir los criterios de inclusión del mismo si no entrara con los criterios de seguridad la plantilla de implante de papel más estrecha.

Es básico que se cumpla con todas las medidas de seguridad a las estructuras anatómicas adyacentes y que pueden ser comprometidas o dañadas en la colocación de los implantes dentales como son; el seno maxilar, las fosas nasales, el conducto dentario inferior o el agujero mentoniano y que deben de ser de al menos 2 mm de margen de seguridad en todos los casos mencionados. Que además se evalúen las posiciones de los implantes dentro de los márgenes de la longitud vertical en función de la altura ósea real y que tanto a mesial como a distal en los cortes sagitales se debe de mantener la distancia de seguridad entre diente e implante, que debe ser de un mínimo de 1'5 mm, o distancia de seguridad entre implante e implante, que debe ser de un mínimo de 3 mm.

El único dato que se modifica en la toma de registros es el posible diámetro del implante dental a colocar, así cuando se obtienen las diferentes distancias en la parte más crestal del hueso, el Director del Postgrado valora todas las medidas registradas y anota el diámetro máximo del implante dental a colocar en cada una de las posiciones, para ello se tiene en cuenta el diámetro vestibulolingual y su margen de 2 mm de distancia al hueso en toda su longitud. La distancia mesiodistal a nivel cervical que debe de tener un margen de seguridad de 1.5 mm a cada diente. La distancia mesiodistal a los puntos de contacto que debe de tener al menos 1.5 mm a cada lado para la inserción del implante dental en el hueco que queda entre ambos dientes. Todos estos datos con sus márgenes de seguridad dan tres categorías

Pacientes y métodos

posibles de diámetros de implantes dentales a colocar en cada uno de los pacientes del estudio:

Estrechos, que serán implantes de 3.7 o 3.8 mm de diámetro que necesitaran unos márgenes mínimos de distancia

Vestibulolingual; 7.8 mm

Mesiodistal a borde cervical; 6.7 mm

Mesiodistal a puntos de contacto; 6.7 mm

Medios, que serán los implantes de 4,1, 4,2 y 4,3 mm de diámetro, que necesitarán una distancia mínima para cumplir con los márgenes establecido.

Vestibulolingual; 8,1mm

Mesiodistal a borde cervical; 7,1mm.

Mesiodistal a puntos de contacto; 7,1mm

Anchos, que serán implantes de 4,7 mm y 4,8 mm, la dimensiones mínimas del hueso residual son:

Vestibulolingual; 8,7mm

Mesiodistal a borde cervical; 7,7mm.

Mesiodistal a puntos de contacto; 7,7mm

Este dato de modelo de diámetro máximo del implante dental se anota en la ficha del paciente, hay que indicar que si se puede poner un implante dental ancho, equivaldría a que podría colocarse cualquier implante dental de cualquier diámetro, ancho, medio y estrecho. El diámetro podría indicar que su máximo diámetro fuera medio lo que equivaldría a que solo se podrían colocar implantes dentales estrechos y medios o las medidas establecen que el diámetro fuese estrecho lo que indicaría que solo se pueden colocar de esta categoría de diámetro de implantes, o no colocar implantes en el paciente.

Pacientes y métodos

En el caso de la longitud del implante, se deberá tener en cuenta la distancia de seguridad de los 2 mm a las estructuras anatómicas comprometidas o que se puedan dañar como pueden ser los senos maxilares, el conducto dentario inferior o el suelo de las fosas nasales. Se procede de igual manera que para la clasificación de los diámetros siendo las longitudes:

Implantes largos, son aquellos que miden 13 mm de longitud, por lo tanto la altura necesaria mínima es de 15mm.

Implantes cortos; son aquellos de 11,5mm y 11 mm, por lo tanto, la longitud necesaria desde reborde óseo a cualquier estructura anatómica, es de 13,5mm.

La longitud posible del implante se anota en la ficha del paciente, a la derecha de donde se anota el diámetro especificando largo o corto, siendo posible poner implantes cortos o largos en los paciente que tienen disponibilidad ósea de 13.5mm y sólo se podrían poner implantes cortos en los pacientes con disponibilidad ósea de 11,5mm. (Fig.112)

Nº paciente:.....			
Nº implante	Posición	Diámetro	Longitud
1	16	Ancho	Corto

Fig. 112. Ejemplo del diseño de las tablas para anotar longitud y

Todas las medidas obtenidas, tanto en los modelos de trabajo como en la prueba diagnóstica del Tac y que han sido medidas con los criterios antes expuestos y que han sido anotadas en las fichas correspondientes de cada uno de los pacientes del presente estudio se anotarán en las siguientes tablas. *Tabla3.*

Medida en los modelos	Nombre del paciente: Fecha: Maxilar o Mandíbula:				
Localización					
Espacio mesiodistal entre puntos de contacto					
Espacio mesiodistal a nivel gingival.					
Espacio protésico.					
Medida en Dental-Scan.	Espacio V/L	Espacio M/D	Altura disponible	Long. Del implante	Diámetro del implante
Nº corte.					
Nº corte.					
Nº corte.					
Nº corte.					

Tabla8. Diseño de plantilla para anotar todas las medidas obtenidas

2.1.1. Selección del Implante.

Los implantes dentales utilizados para el presente estudio son los Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV, Screw Line de Camlog® denominados SL y Hexágono Interno Avinent denominados HI. Las longitudes incluidas en el estudio son de 11.5 y 13 milímetros de longitud en caso de TSV y en los implantes SL y HI de 11.0 y 13.0 milímetros de longitud.

Otra de las variables de los implantes dentales usados en el presente estudio es el diámetro del cuerpo de los mismos, que va desde el cuello del implante hasta el ápice en toda su longitud. Así se tienen diferentes diámetros de implantes dentales como son de 3.7 mm Ø denominados estrechos, 4.1 mm Ø denominados medios y 4.7 mm de Ø denominados anchos para los implantes dentales TSV, pero con una variable que es que el diámetro coronal del implante dental, es decir lo que mide la porción del

implante que va a quedar en contacto con la cresta ósea y está diseñada para retener los componentes protésicos, es diferente en diámetro al cuerpo del implante, siendo la parte coronal de inferior diámetro en relación con el cuerpo del mismo. Por ello hay una zona de transición entre el cuerpo del implante y la región más coronal del implante por el cambio de diámetro, ya que para este caso concreto del sistema de implantes TSV (Fig.113), los implantes de 3.7 mm Ø y de 4.1 mm Ø tienen un diámetro coronal igual de 3.5 mm Ø, mientras que los implantes de 4.7 mm de diámetro tienen un diámetro coronal de 4.5 mm. habrá que estudiar si esta variación entre el diámetro coronal y el del cuerpo del implante tiene alguna influencia en la estabilidad de los implantes dentales en los diferentes tiempos de osteointegración de los mismos colocados en el mismo paciente. En el caso de los implantes SL (Fig.113), los implantes de 3.8 mm Ø, y de 4.3 de Ø, mantienen este diámetro tanto en el cuerpo del implante como es su porción más coronal, por lo tanto solo se comparara la característica de los implantes dentales según su variación del diámetro del cuerpo, no siendo una variable del estudio su diámetro coronal. En el caso de los implantes HI (Fig.113) hay implantes de 3.8 mm Ø, de 4.2 mm Ø y de 4.8 mm Ø referidos al cuerpo del implante siendo el diámetro coronal de 4.1 mm Ø para los tres diámetros corporales, por lo tanto no será necesario comparar los implantes en función de su diámetro coronal en relación con el diámetro corporal, solo existe como variable el diámetro del cuerpo del implante y es la única variable.



Variables del estudio *Tabla4*: Diámetro del implante, longitud del implante, diámetro coronal del implante. En el lado derecho de la posición denominada longitud se ve la nomenclatura utilizada para designar cada

grupo de implantes del presente estudio: Ej. TSV ec; TSV estrecho y corto y así sucesivamente.

Para este estudio se mantuvo la característica de la anatomía macroscópica de los implantes en todos los casos, ya que todos los grupos aún de empresas comerciales diferentes, mantienen una anatomía radicular igual en todos los implantes colocados en el estudio. La anatomía radicular se describe como la

variación de la forma que el implante dental tiene en su longitud entre el cuerpo y el ápice del mismo, los implantes del presente estudio mantienen una parte coronal más ancha que el ápice del implante, esto quiere decir que el diámetro del implante es mayor en la parte que está en contacto con la cresta ósea a diferencia del otro extremo que es el

	Diam / Long.	Diámetro coronal mm. Ø	Longitud	Deno.	longitud	Deno.
TSV Zimmer dental	Estrecho 3.7 mm. Ø	3.5	Corto 11.5 mm	TSVec	Largo 13 mm	TSVel
	Medio 4.1 mm. Ø	3.5	Corto 11.5 mm	TSVmc	Largo 13 mm	TSVml
	Ancho 4.7 mm. Ø	4.5	Corto 11.5 mm	TSVac	Largo 13 mm	TSVal
SL Camlog	Estrecho 3.8 mm. Ø	3.8	Corto 11 mm	SLec	Largo 13 mm	SLel
	Medio 4.3 mm. Ø	4.3	Corto 11 mm	SLmc	Largo 13 mm	SLml
	Diam / Long.	Diámetro coronal mm. Ø	Longitud	Deno.	longitud	Deno.
HI Avinent	Estrecho 3.8 mm. Ø	4.1	Corto 11 mm	HIec	Largo 13 mm	HIel
	Medio 4.2 mm. Ø	4.1	Corto 11 mm	HImc	Largo 13 mm	HIml
	Ancho 4.8 mm. Ø	4.1	Corto 11mm	HIac	Largo 13mm	HIal

Tabla4. Variables del estudio.

ápice que está en el otro extremo, que es más estrecho que la parte coronal. Esta característica común de todos los implantes dentales del presente estudio permite hacer una comparativa entre los grupos bajo las diferencia en sus características, de diámetro corporal y de diámetro coronal, ya que no va influir en el registro de los datos el diámetro del ápice del implante. El diseño de forma radicular les confiere a los implantes dentales una serie de

características como son: que disminuya el riesgo de lesión de las raíces de los dientes adyacentes al ser más estrechos a nivel radicular y por tanto alejarse de estas raíces en su medida sagital y evitar además, el sobrecalentamiento del hueso durante su colocación en la osteotomía labrada en el lecho óseo. Esta osteotomía está labrada en el hueso para que entre más ajustada la parte coronal del implante, que como se ha referenciado, es más ancha que el ápice, por lo que permite que el implante en su porción apical entre dentro de la osteotomía que como se ha comentado es más ancha que el ápice y solo haya contacto entre el hueso labrado y el cuerpo del implante una vez introducido al menos el tercio apical del implante dental, a diferencia de los implantes dentales que mantienen el cuerpo cilíndrico recto, que durante toda la colocación del mismo mantienen contacto con el hueso labrado en la osteotomía en toda su longitud e introducción.

Otra característica de estos tres sistemas de implantes dentales es que las espiras son en todos los casos autorroscantes, es decir que no necesitan que se labre previamente el paso de rosca

en el hueso antes de su inserción, sino que el propio implante dental labra su propio paso de rosca con su espira en el lecho óseo favoreciendo la estabilidad primaria frente a los implantes no autorroscantes. Esta característica favorece la estabilidad primaria de los implantes dentales, que es la variable principal a estudiar en este estudio, cosa que no sucede en los implantes no autorroscantes con denominación de roscados, este tipo de implantes sí necesita, que previamente a su inserción, se labre el paso de rosca en la osteotomía realizada. La no comparativa de esta características autorroscante – roscado en este estudio es porque todos los implantes de característica no autorroscantes prácticamente han desaparecido del uso

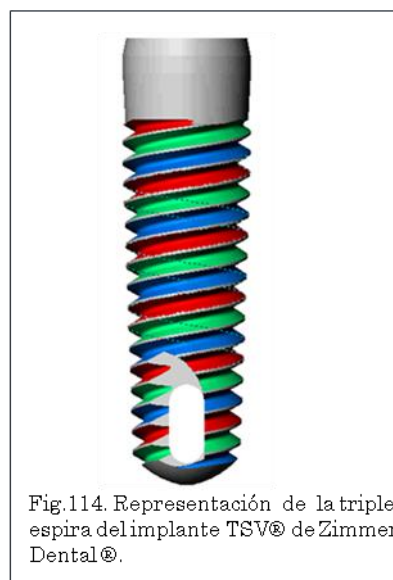


Fig.114. Representación de la triple espira del implante TSV® de Zimmer Dental®.

habitual de la práctica odontológica, ya que no ofrecen ningún beneficio sobre los autorroscantes, por ello no se contempla su comparativa.

En cuanto al diseño de las espiras de los implantes del estudio, mantienen algunas características diferenciales ya que el implante TSV (*Fig.114*) de triple espira que facilita su inserción y disminuye el tiempo de roscado, por cada vuelta que da al implante completo que son 360° y tener una inclinación de las espiras de 180° , se inserta en el lecho óseo $1'8$ mm frente a los $0'6$ mm en implantes con una única espira y 60° de inclinación de la misma, los implantes de SL y HI tienen doble espira introduciéndose $1'2$ mm por vuelta ya que su inclinación es de 120° .

Con respecto a la parte más coronal (*Fig.115*) del implante, que es



Fig.115. Parte más coronal de los tres implantes de estudio. a. TSV, b. HI, c. SL.

aquella en la cual los implantes de dos fases como son todos los implantes del presente estudio, entran en contacto con los aditamentos protésicos, los implantes del presente estudio aun siendo todos ellos de dos fases presentan una serie de

características diferenciales, así, el cuello que es la porción que va desde el perfil más coronal hasta que comienza el cuerpo del implante; En el sistema TSV tiene un cuello pulido de 1 mm de altura y el SL un cuello igualmente pulido pero de 1,4 mm de altura que les confiere la ventaja de crear por aposición de la encía sobre la superficie pulida un buen sellado periférico mediante tejidos blandos, indicado para disminuir la probabilidad de una contaminación bacteriana al hueso mas crestal y así evitar su perdida. En el implante HI tiene la superficie del cuello del implante tratada hasta su borde y con microespiras, esta característica parece ser que permite que la aposición ósea tenga la capacidad de permanecer a lo largo de todo el implante incluida la parte más coronal del mismo a diferencia de los otros dos sistemas que la proporción de contacto hueso-implante podría ser menor al tener la altura del cuello pulido, por tanto se valoraran dos características

diferentes, por un lado, si la diferencia de altura del cuello pulido es un factor que hace variar la estabilidad del implante entre los dos sistemas que la poseen y por otra parte, si la estabilidad del implante se ve influenciada por tener o no cuello pulido frente a superficie tratada hasta el borde y microespiras. Como se ha comentado, el cierre mucoso se produce a nivel de la superficie pulida, bien del cuello del implante como en el caso del TSV y SL, bien como en el caso de los implantes que no lo tienen y se supone que mantienen su nivel óseo hasta el borde más coronal, este sellado se realiza sobre los aditamentos protésicos que si son pulidos al ser metálicos o de circonio. Esta característica diferencial no significa que exista mayor probabilidad de contaminación bacteriana del implante que no tiene porción pulida, pero si esta contaminación existiese es mucho más agresiva, ya que las bacterias estarían en contacto con el tratamiento de sustracción del implante y aprovechando la rugosidad del cuello, con un aumento de los elementos y células de la cascada de la inflamación, provocarían en esta área la pérdida ósea cresta marginal siendo esta mayor.

En el presente estudio se ha intentado minimizar esta característica ya que en la evaluación previa de los pacientes a todos se les midió la cantidad de encía queratinizada en la posición de la colocación de los implantes y en todos los casos se evaluó que tuvieran al menos más de 3 mm de altura vertical y más de 2 mm en horizontal a vestibular, con ello se intenta que el sellado periférico sea lo suficiente amplio en todos los casos como para que no haya otro factor de influencia.

A nivel microscópico, los tres sistemas de implantes tienen superficie rugosa de sustracción (*Fig.116*), esto quiere decir que los implantes una vez realizados son sometidos a tratamientos de superficie donde son bombardeados con diferentes materiales para retirarles o hundirles parte del material externo en forma de cráteres. Dentro de los sistemas utilizados

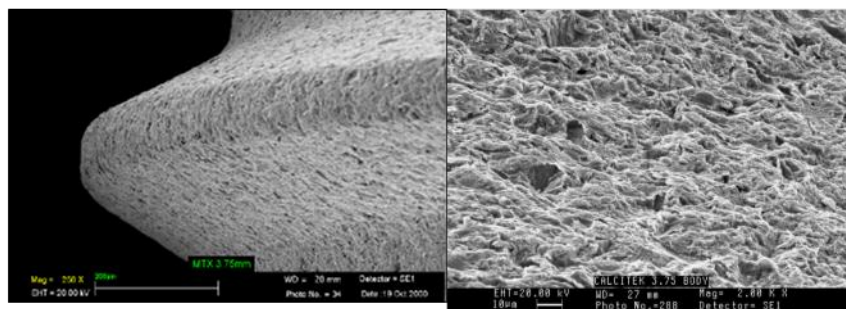


Fig.116. Superficie de sustracción MTX del implante TSV.

en el estudio están; el implante TSV que está tratado con dos métodos distintos confiriéndole dos modelos de superficie; cuello pulido que es la parte más coronal del implante, que una vez mecanizado se somete a un pulido mecánico para obtener una superficie plana y lisa donde los osteoblastos no se van a poder unir, pero que le confieren un buen sellado periférico para los tejidos blandos por aposición de estos y el cuerpo del implante que va desde el final de la superficie pulida ya definida hasta el ápice del implante que si ha sido sometido a tratamiento, esta superficie se denomina MTX (Microtextured Titanium Surface), la preparación de esta superficie se hace mediante Hidroxiapatita MP1-HA;

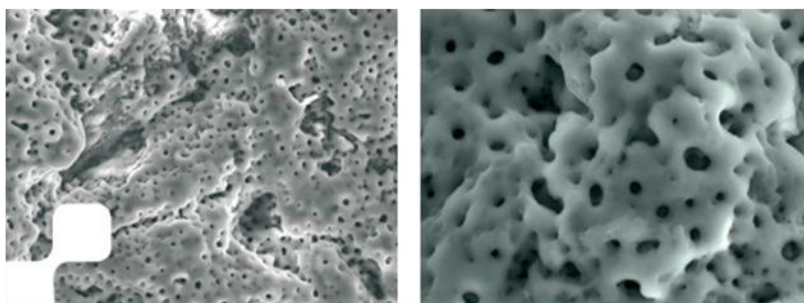


Fig. 117. Superficie biomimetic® advance de Avinent®.

el implante es chorreado bajo condiciones de calor y presión con partículas solubles y biocompatibles de Hidroxiapatita MP1-HA, una vez estas partículas han quedado impactadas en la superficie del implante este es sometido a un proceso de baño con ácido nítrico y lavado con agua destilada [10, 11] para remover cualquier partícula residual del chorreado de la Hidroxiapatita MP1-HA, con esto lo que se consigue es aumentar en un 44% la superficie de contacto del implante con el hueso con respecto a los

implantes de superficie maquinada , siendo la rugosidad media Ra de 1 a 2 μm .

La superficie del implante HI denominada Biomimetic advanced surface® (Fig.117) se produce mediante un granallado de la superficie del implante y posteriormente un tratamiento electroquímico con intercambio de iones Ca y Fósforo, Obteniendo como resultado final una superficie de óxido de titanio con iones de Calcio y Fósforo. Presentando una morfología RA (3.63 μm)

La composición del implante SL de Camlog es Ti grado 4 con 0,1% máximo de Carbono, 0,05% de Nitrógeno, 0,125% de Hidrógeno y 99 % de Titanio cuya superficie del implantes SL denominado promote® (Fig.118) consta de una superficie primaria de macro poros de 3 a 5 μm realizada por agresión mecánica y una superficie secundaria micro porosa por un grabado ácido térmico dando lugar a un diámetro de la superficie de 0.5 a 1 μm .

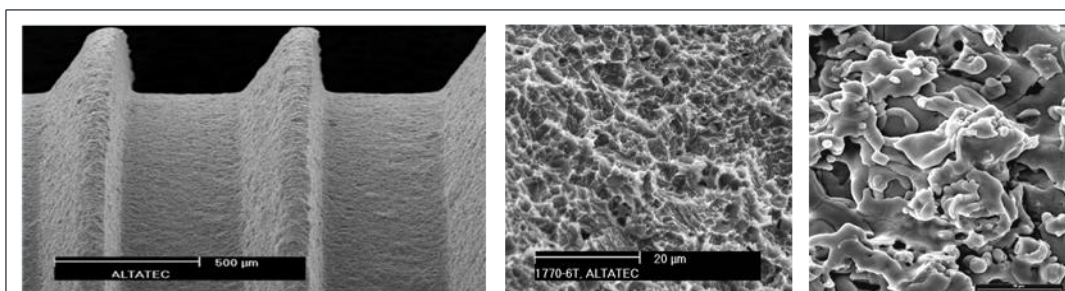
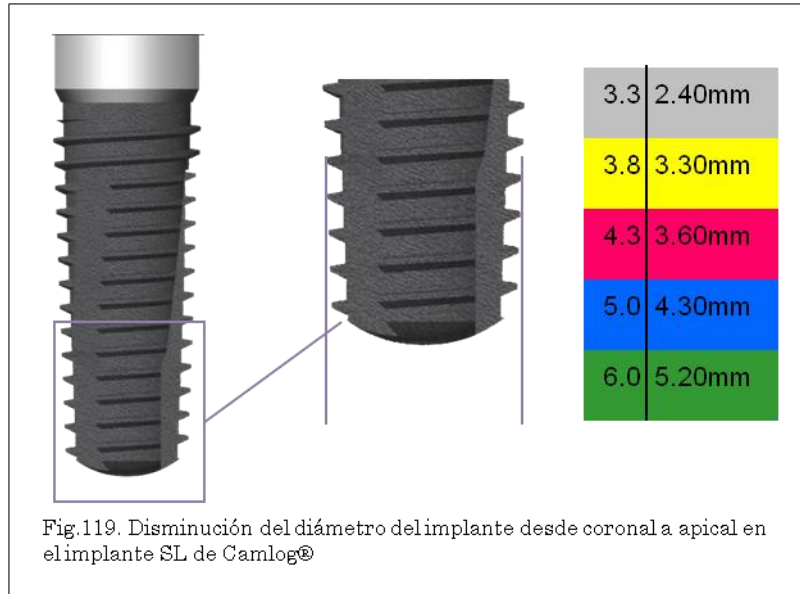


Fig.118. Superficie promote® de Camlog a diferentes aumentos con microscopía electrónica

Co

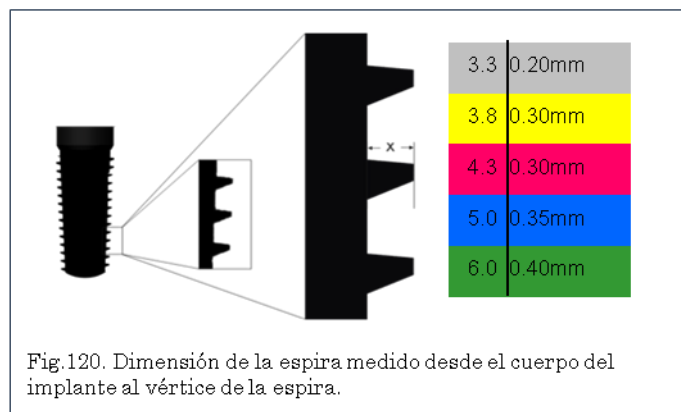
n respecto a su anatomía macroscópica, tiene forma radicular con una disminución del diámetro respecto al diámetro del cuerpo de 3° a 9° correspondiendo el menor grado a los implantes cortos y la disminución mayor para los implantes largos, vemos en la figura como quedaría el diámetro del ápice con respecto al diámetro (Fig.119). En cuanto a sus espiras, estas son de diseño inverso variando su dimensión (Se mide desde el cuerpo del implante hasta el punto más externo de la espira) (Fig.120) dependiendo del diámetro del implante, especificado en la angulación de la espira es de 25° con respecto al cuerpo del implante en la parte inferior de esta, como

podemos ver en la imagen (Fig.121) y una angulación de 6° de la parte superior y una distancia entre espiras de 0,7mm.



2.2. Consentimiento informado; Profilaxis antibiótica y Adjudicación de los implantes. Día 10.

Una vez realizado el estudio, tanto radiológico, valoración prostodóncica y evaluación de los niveles de encía de cada uno de los pacientes y previo a la colocación de los implantes, se emite un diagnóstico, el cual indicarán que pacientes son susceptibles de la colocación de los implantes dentales y de



pertenecer a este estudio en cuestión y que cumplen con todos los criterios de inclusión y que no están entre los pacientes que tienen uno o varios criterios de exclusión.

Pacientes y métodos

A todos los pacientes se les vuelve a reiterar la opción de participar o no en el estudio ya que como aparece en el consentimiento informado, el paciente puede denegar su participación en el mismo en cualquier momento. De todos aquellos que quieren participar en el presente estudio el Director del máster enumera las fichas correlativamente y anota dicho número tanto en la ficha del paciente, como en la ficha de los datos, para que después de la recogida de éstos haya una correlación entre el paciente y datos registrados. Se separa la ficha en la que aparecen los datos recogidos, que es la que se va a usar para la cirugía y esto hace que el operador y el registrador no tengan conocimiento de las características del paciente, en esta ficha aparecen los datos siguientes:

La opción del número de implantes a colocar.

La posición de los implantes.

El posible diámetro máximo de los mismos.

La máxima longitud de los implantes.

Los consentimientos informados se guardan en la carpeta de los pacientes y a todos los pacientes que han aceptado el estudio, se les entrega una receta con el

tratamiento antibiótico previo a la cirugía que será de 2 gr. de amoxicilina 1 hora antes de la cirugía o 600 mg de Clindamicina para alérgicos a las penicilinas.

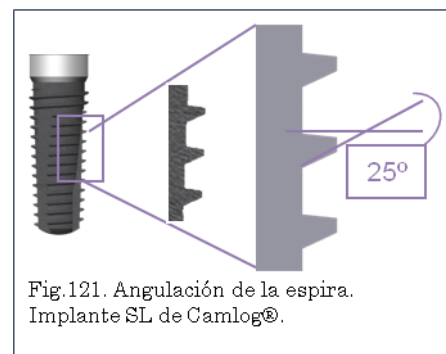


Fig.121. Angulación de la espira.
Implante SL de Camlog®.

Las carpetas de los pacientes pertenecientes estudio se enumeraron correlativamente por el primer día de llegada de éstos a la clínica, este número se coloca en ángulo superior derecho de la carpeta de la historia, en su interior se tiene un duplicado de la ficha de los implantes a colocar.

Pacientes y métodos

Las fichas para los registros de datos como se ha comentado esta numerada por paciente por orden del día de su llegada a clínica y los datos de los implantes a colocar están realizados de la siguiente manera:

Los implantes se especifican por diámetro y longitud, no por empresa comercial.

El orden de colocación de la lista será primero los implantes dentales del primer cuadrante y los últimos los del cuarto cuadrante.

El orden por cuadrante se hace por posición bucal siendo los primeros en colocar en la lista los centrales y el ultimo el segundo molar del cuadrante correspondiente.

Por todo ello, las fichas de la colocación de los implantes dentales del estudio quedan ordenadas de la siguiente manera;

Paciente 1; Implante 1.- diámetro x y longitud x

Implante 2.- diámetro x y longitud x

y así sucesivamente hasta el número total de implantes a colocar en el mismo paciente, en el caso de que solo se colocara un implante en el paciente se colocaría de la siguiente manera,

Paciente 2; implante 3.- diámetro x y longitud x.

Un operador independiente realiza una serie de papeletas con cada una de las variables fundamentales, es decir, nombre de la empresa comercial y numero del paciente que viene establecido por el primer día de llegada a la clínica, una vez rellenas todas las papeletas se doblan y se meten en un cubo los nombres de las empresas comerciales, que serán devueltas al cubo una vez leído el nombre, esto hace que haya sistemas de implantes que se puedan colocar debido a que durante la extracción de las papeletas dale más veces y en otro cubo el número del paciente, se remueven y se van extrayendo una papeleta de cada uno de los cubos correlacionando

Pacientes y métodos

nombre de la empresa comercial con numero de paciente y se anota de la siguiente manera:

Paciente 1: Casa comercial X

Paciente 2: Casa comercial X

Paciente 3: Casa comercial X

Como ya se conoce la empresa comercial, se van asignado los implantes de dicha empresa en diámetro máximo y longitud en función de las características y de los datos que han sido anotados en cada una de las fichas de los pacientes. Con esta asignación lo que sucede es que debido a que adjudica paciente a empresa hace que el numero de implantes colocados por empresa no esté igualado ya que habrá pacientes con mas implantes y otros con menos, al igual que va a suceder con los diámetros y longitudes de los implantes colocados, ya que estos están en función de las características óseas de los pacientes tratados, pero en ningún caso hay elección de empresa para paciente, ni elección de longitud de diámetro o longitud por posición ya que esto viene indicado por la evaluación radiológica en la cual no se sabía todavía la empresa comercial a colocar *Tabla 5.*

Tabla5. TABLA DE ASIGNACIÓN:

NÚMERO DE PACIENTE	NÚMERO DE DIENTE	DIÁMETRO	LONGITUD	EMPRESA COMERCIAL
1	1	MEDIO	CORTO	ZIMMER
	2	ANCHO	LARGO	
	3	ANCHO	CORTO	
	4	MEDIO	LARGO	
2	5	ESTRECHO	LARGO	CAMLOG
	6	MEDIO	CORTO	

Pacientes y métodos

3	7	ESTRECHO	LARGO	ZIMMER
	8	MEDIO	LARGO	
4	9	ESTRECHO	CORTO	ZIMMER
5	10	MEDIO	LARGO	AVINENT
	11	MEDIO	CORTO	
6	12	MEDIO	CORTO	ZIMMER
	13	ESTRECHO	CORTO	
7	14	ESTRECHO	CORTO	AVINENT
	15	MEDIO	LARGO	
8	16	ANCHO	CORTO	AVINENT
	17	MEDIO	CORTO	
9	18	ANCHO	LARGO	ZIMMER
	19	ANCHO	CORTO	
10	20	MEDIO	CORTO	ZIMMER
	21	MEDIO	LARGO	
	22	ANCHO	CORTO	
11	23	MEDIO	LARGO	ZIMMER
	24	ANCHO	LARGO	
	25	ANCHO	CORTO	
12	26	ESTRECHO	CORTO	CAMLOG
13	27	ESTRECHO	LARGO	ZIMMER
	28	MEDIO	CORTO	
	29	ESTRECHO	CORTO	
	30	MEDIO	CORTO	

Pacientes y métodos

	31	MEDIO	CORTO	
	32	MEDIO	CORTO	
14	33	MEDIO	LARGO	ZIMMER
	34	ANCHO	LARGO	
	35	ANCHO	CORTO	
15	36	ESTRECHO	CORTO	CAMLOG
16	37	MEDIO	LARGO	CAMLOG
	38	MEDIO	LARGO	
17	39	MEDIO	CORTO	AVINENT
18	40	MEDIO	LARGO	AVINENT
	41	MEDIO	LARGO	
19	42	ESTRECHO	LARGO	ZIMMER
	43	ANCHO	CORTO	
	44	ESTRECHO	LARGO	
	45	MEDIO	LARGO	
20	46	ESTRECHO	LARGO	AVINENT
21	47	ESTRECHO	CORTO	CAMLO
22	48	ANCHO	CORTO	ZIMMER
	49	ESTRECHO	CORTO	
	50	ANCHO	CORTO	
	51	ANCHO	CORTO	
	52	ESTRECHO	CORTO	
	53	ESTRECHO	LARGO	
	54	ESTRECHO	CORTO	

Pacientes y métodos

	55	ESTRECHO	CORTO	
23	56	ANCHO	CORTO	AVINENT
24	57	ESTRECHO	CORTO	ZIMMER
	58	ANCHO	CORTO	
	59	ANCHO	LARGO	
25	60	ESTRECHO	CORTO	ZIMMER
26	61	ESTRECHO	CORTO	CAMLOG
	62	ESTRECHO	CORTO	
27	63	ESTRECHO	CORTO	CAMLOG
	64	MEDIO	CORTO	
	65	MEDIO	CORTO	
	66	ESTRECHO	CORTO	
	67	ESTRECHO	CORTO	
28	68	ANCHO	LARGO	ZIMMER
	69	medio	CORTO	
29	70	MEDIO	CORTO	CAMLOG
	71	MEDIO	CORTO	
	72	ESTRECHO	CORTO	
30	73	ESTRECHO	LARGO	AVINENT
	74	MEDIO	CORTO	
31	75	ANCHO	CORTO	ZIMMER
	76	MEDIO	CORTO	
	77	ESTRECHO	CORTO	ZIMMER
32	78	ANCHO	CORTO	Avinent

	79	ANCHO	LARGO	
33	80	MEDIO	CORTO	CAMLOG
33	81	ESTRECHO	CORTO	
	82	MEDIO	LARGO	
	83	MEDIO	CORTO	

A continuación lo único que queda es dar la cita al paciente para la colocación de los implantes dentales el día de la cirugía.

3. Cirugía

3.1. Técnica quirúrgica. Día 11.

El paciente llega a la institución universitaria para realizarle la cirugía, se le pregunta nuevamente si quiere continuar con el proceso y en caso afirmativo se le procede a realizar la técnica quirúrgica que se describe para cada empresa de implantes.

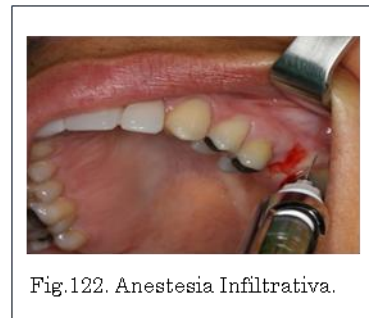


Fig.122. Anestesia Infiltrativa.

3.1.1 Descripción de la Técnica quirúrgica.

La técnica quirúrgica se realizará según lo descrito por Buser en 1988 [12, 13]. Una vez preparado el campo quirúrgico al paciente se le anestesia utilizando técnica infiltrativa en todos los casos con carpules de 1.8 ml. de Artinibsa® 4% y epinefrina 1:200.000 de los laboratorios Inbsa® (Fig.122).

Las incisiones, que son en todos los casos a espesor total, serán supracrestales con encía suficiente ya que el criterio de inclusión así lo definía (Fig.123), esta incisión se realiza con hoja de bisturí del N° 11. [159] En los casos de los pacientes desdentados



Fig.123. Incisión mediocrestal con hoja de bisturí N°11.

parciales con dientes en los extremos de la brecha se realizó la técnica de preservación de papila, es decir, la incisión queda a 1 mm de distancia en sagital de la papila del diente adyacente a la zona edéntula, siempre y cuando esto no evite tener un campo



Fig.124. Despegamiento del colgajo con el periostotomo Molt.

quirúrgico insuficiente para su correcta visualización, considerando insuficiente un incisión menor en 3 mm al diámetro máximo del implante a colocar en la posición elegida, que entonces no se hará preservación de papila .

Para el despegamiento mucoperióstico se utiliza el periostotomo Molt, desplazando los colgajos a ambos lados de la incisión o hacia vestibular (Fig.124) Se posiciona la férula quirúrgica del paciente en boca que

previamente ha sido desinfectada, esta se utiliza para orientar tanto en la posición de la osteotomía como en la orientación tridimensional del eje de la osteotomía, se verifica que la férula es estable y que la orientación de las guías es la correspondiente al diseño realizado de la prótesis



Fig.125. Férula quirúrgica, comprobación de la estabilidad.

(Fig.125).

Para todos los sistemas de implantes se utiliza el motor, micromotor y contraángulo de la empresa de W&H® que es compatible con todos los sistemas de implantes, la velocidad de la osteotomía está recomendada por el fabricante de implantes en toda la secuencia quirúrgica de fresado.

Se comienza la secuencia de fresado para la osteotomía según sistema de implantes que va a ser de la siguiente manera:

A. Sistema Zimmer dental, implante TSV ®

Osteotomía: Se monta la fresa en el contraángulo y se realiza la primera marca en el hueso receptor a través de los agujeros guía de la férula con una fresa lanceolada de Zimmer Dental® (Fig. 126) con marcas de 8, 10, 12 mm.

Pacientes y métodos

realizando una osteotomía inicial de 5mm de profundidad con la orientación que marca la guía de la férula quirúrgica, todas las osteotomías se realizan con movimientos de vaivén de entrada y salida y bajo profusa irrigación de suero salino al 0`9% de la casa ERN®.

Una vez realizadas toda las marcas iniciales en las posiciones indicadas por la férula, se continua realizando la osteotomía con la fresa de 2.3 mm Ø hasta la longitud de trabajo definida, las fresas vienen marcadas con longitudes de 8, 10, 11`5, 13 y 16 mm de longitud vertical, debiendo introducir en el hueso la línea de la marca de la longitud que haya seleccionado, en el caso del estudio solo hasta la tercera o cuarta marca que correspondería a los implantes de 11.5 y 13 mm. de longitud, siguiendo el eje de la anterior osteotomía. Cuando se termina de pasar la fresa de 2,3 mm Ø una vez extraída, se coloca en la osteotomía un elemento denominado paralelizador y se comprueba mediante uno o varios de los mismos, que se colocan por su parte más fina hacia dentro de la osteotomía, (Fig.127), que la orientación y la posición de la osteotomía es correcta, en caso de dudas se



Fig.126. Fresa lanceolada para marcar la posición e inclinación de la osteotomía.

volverá a colocar la férula quirúrgica en su posición, para comprobar la exactitud del fresado, este hecho también se comprueba para la posición de la osteotomía si esta en el centro del agujero guía. Un vez realizada la comprobación y verificando que todo es correcto se continúa con el fresado con la fresa de 2`8 mm Ø, introduciéndola a través de la osteotomía anterior con amplia irrigación y movimientos de vaivén hasta que la marca correspondiente a la profundidad de trabajo queda enterrada y desaparece de la vista del operador, posteriormente se continua con la fresa 3.4/2.8 mm Ø, que es la fresa final para el implante de 3.7 mm. Ø.

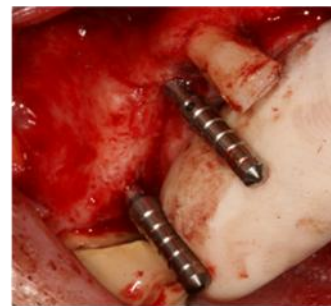


Fig.127. Paralelizadores. Comprobación del paralelismo y situación de los implantes.

Si el que se a colocar es un implante de 4.1 mm Ø, una vez realizadas toda las marcas hasta la fresa de 3.4/2.8 mm Ø se continua con la fresa de 3'8mm Ø, introduciéndola a través de la osteotomía anterior con amplia



Fig.128. Vial estéril donde está alojado el implante.

irrigación y movimientos de vaivén hasta que la marca correspondiente a la profundidad de trabajo queda enterrada y desaparece de la vista del operador.

Cuando el implante que se va a colocar es un implante de 4.7 mm Ø a

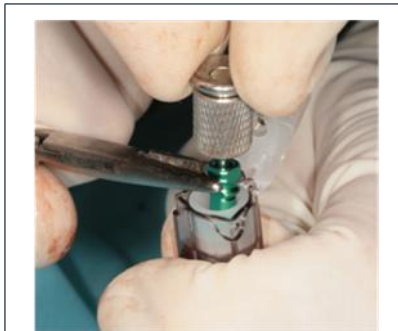


Fig.129. Se afloja el tornillo pasante entre el transportador y el implante para evitar excesivas fuerzas una vez el implante en la osteotomía.

través de la osteotomía anterior de 3'8mm Ø se introduce la fresa de 3.8/4.2 mm Ø, con amplia irrigación y movimientos de vaivén hasta que la marca correspondiente a la profundidad de trabajo queda enterrada y desaparece de la vista del operador.

Inserción del implante:

Una vez realizada la osteotomía en función del diámetro y de la longitud del implante definido, se procede la inserción del implante seleccionado: un ayudante toma el vial del implante correspondiente, comprobando que se trata del diámetro y la longitud adecuada, se abre este vial no estéril dejando caer en el paño estéril el segundo vial, (este si está estéril) (Fig.128) con el implante en su interior, el primer proceso es el aflojamiento del tornillo que une el implante al porta implantes con una llave de 1.25 mm Ø (Fig.129) y se volverá a apretar de forma manual suavemente, esta maniobra se realiza para que cuando se tenga el implante dentro de la osteotomía no haya que realizar mucha fuerza para desatornillarlo lo que podría provocar las salida del implante de la osteotomía o incluso que no se pueda retirar por excesivo encaje de ambas piezas lo que provocaría tener que retirar el implante del

lecho óseo y en ambos casos interferiría en la medida de la estabilidad del mismo.

Todos los implantes se introdujeron en el lecho óseo con contra ángulo reductor (Fig.130) mediante el motor quirúrgico W&H a 35 Ncm de torque,

cuando el torque de inserción necesario es mayor de los 35 Ncm seleccionado y se

sabe porque el implante no ha quedado totalmente introducido en la osteotomía pero el contraángulo se para, se retira el transportador desenroscando previamente con la llave de 1.25 mm Ø , se toma de la caja



Fig.130. Colocación del implante en el lecho óseo con contrángulo.



Fig.131. Colocación del implante en el lecho óseo con llave dinamométrica hasta que quede a nivel de la cresta ósea.

de cirugía la llave hexagonal de 2.5 mm de Ø con cabezal cuadrado para poder adaptarlo a la llave de carraca, esta llave hexagonal se la coloca directamente al hexágono interno del implante, una vez dentro se coloca la llave de carraca sobre la conexión cuadrada de la llave hexagonal y se termina de introducir mediante rotación en sentido de las agujas del reloj el implante, hasta que está totalmente dentro del lecho óseo, la referencia de colocación de todos

los implantes dentales es cuando el borde cervical de los mismos queda perfectamente enrasado con la cortical ósea vestibular (Fig.131), una vez que esto sucede se debe de comprobar que una de las partes planas de la llave hexagonal quede hacia vestibular, para que cuando se vaya a tomar las impresiones la parte plana del poste de impresión quede hacia vestibular ya que están en la misma posición espacial.

**B. Sistema de implantes de Avinent®
de Hexágono Interno.**

La velocidad del fresado viene determinada por el diámetro de cada empresa de implantes y para cada densidad de hueso, esta información está dada por la empresa comercial. Lo que se hizo en todos los casos fue seguir las

instrucciones del fabricante para cada modelo y calidad ósea, para no ser excesivamente extensos se pone como ejemplo las que se refieren a las calidades Oseas D2/D3.

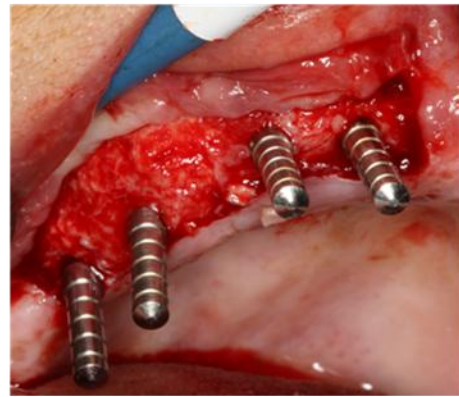


Fig.132. Comprobación del paralelismo de los implantes.

Osteotomía: La primera marca para la osteotomía se realiza con la férula colocada en su posición en la boca del paciente, con la fresa guía con marcas de longitud 7, 8'5, 10, 11'5, 13 y 15 mm de profundidad vertical a una velocidad de 1.000 rpm, a continuación se utiliza la fresa de 2 mm Ø con marcas a profundidades de 7, 8'5, 10, 11'5, 13 y 15 mm de profundidad que indica la longitud final de trabajo elegida, en el caso de este sistema de implantes solo se van a colocar los implantes de 11 mm L y de 13 mm L, la fresa se introduce también a una velocidad de 1000 rpm, posteriormente se colocaran el o los paralelizadores (*Fig.132*) en función del número de osteotomías para comprobar que la angulación y la posición tridimensional de la osteotomía es la que corresponde con la férula, si esta es correcta se continua con la fresa piloto a 900 rpm con marcas de 7, 8'5, 10, 11'5, 13 y 15mm de profundidad vertical y con movimientos de vaivén igual que antes y con abundante irrigación con suero fisiológico al 0.9% ERN® se llega a profundidad de trabajo. Después se pasa la fresa de 2,8 mm Ø con marcas de 7, 8'5, 10, 11'5, 13 y 15 mm de profundidad vertical (*Fig.133*), también con movimientos de vaivén e irrigación profusa y como última fresa para el implante de 3,8mm Ø se introducirá la fresa de diámetro 3,2 mm sin hacer movimiento de vaivén, sino en un solo movimiento en profundidad para

Pacientes y métodos

evitar una osteotomía excesiva en diámetro y perder o disminuir la estabilidad del implante lo que influiría en las medidas del presente estudio, estas dos últimas fresas se utilizan ambas a una velocidad 900 rpm.

Cuando se va a colocar implantes de 4.2 mm Ø, después de la fresa de 3,2 mm Ø, que se ha pasado, sin hacer movimiento de vaivén como se ha comentado anteriormente para evitar una osteotomía excesiva y perder estabilidad del implante, se introduce la fresa de 3,6 mm Ø también en un solo movimiento en profundidad para evitar nuevamente una osteotomía excesiva en diámetro y perder o disminuir la estabilidad del implante lo que influiría también en las medidas del presente estudio, esta se introduce a 800 rpm para posteriormente una vez preparada la osteotomía introducir el implante.

Si el caso clínico requiere la colocación de un implante de 4.8 mm de Ø y ya se ha pasado la fresa de 3,6 mm Ø sin hacer movimiento de vaivén sino en un solo movimiento se introduce posteriormente a esta y como fresa final para este diámetro de implante la fresa de 4,2 mm Ø, también en un solo movimiento en profundidad para evitar una osteotomía excesiva en diámetro y perder o disminuir la estabilidad del implante lo que influiría en las medidas del presente estudio, va a ser a 700 rpm para posteriormente introducir el implante

Inserción del implante: Todos los implantes dentales se colocaron con micromotor a un máximo de 35 Ncm. El operador pide el implante al ayudante que está en envase no estéril correspondiente a cada osteotomía realizada y el ayudante escoge la caja donde viene cada implante asegurándose de que el diámetro y longitud son correctos. Abre la caja y de ella saca un envase no estéril, colocando las pegatinas con la información del implante en la ficha del

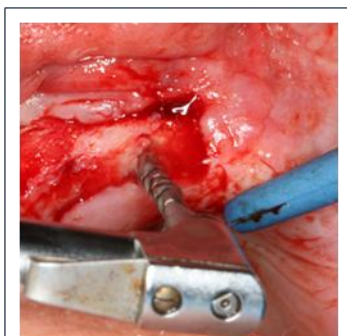


Fig.133. Fresa de 2.8 a 900 rpm.



paciente en su posición dental adecuada. Abre el envase no estéril y deja caer un segundo envase ya estéril sobre el campo quirúrgico. El operador lo abre y antes de retirar el implante afloja el tornillo pasante del transportador con una llave hexagonal de 1.20 mm Ø y lo vuelve apretar suavemente de forma manual para evitar hacer excesiva fuerza de aflojamiento una vez colocado el implante dental en la osteotomía. Para retirarlo del envase estéril, toma la llave hexagonal de 2.5 mm Ø para contraángulo y la coloca en el mismo, el otro extremo que es su parte activa la introduce en la parte posterior del transportador del implante y con un movimiento de extracción lo retira del envase estéril para llevarlo a la osteotomía. Si el torque de inserción necesario es mayor a 35 Ncm para introducir totalmente el implante dental en la osteotomía, este quedará sin introducirse, entonces el implante dental se termina de colocar en su posición definitiva con una llave de carraca específica de Avinent® (*Fig.134*), para ello retira la llave específica de contraángulo de la parte del porta implantes e igualmente retira este del implante, con la llave de 1.20 mm Ø. Toma la llave hexagonal de 2,5 mm Ø colocada en la carraca específica y lo lleva directamente al hexágono interno del implante y gira la llave de carraca en sentido de las agujas del reloj, que en este sistema de implantes la sección es circular y termina de introducir el implante hasta que está totalmente dentro del lecho óseo, la referencia de colocación definitiva de todos los implantes dentales es cuando el borde cervical a vestibular en cualquier de los mismos queda perfectamente enrasado con la cortical ósea vestibular (*Fig.135*).



C. Sistema de implantes de Camlog ® implante SL

Osteotomía: Se comienza a realizar una vez hecha la incisión y colocada la férula en boca. Se marca la localización de la osteotomía con la fresa redonda de carburo de tungsteno de 1 mm Ø para contraángulo a 800 rpm (*Fig136*), con ella se realiza una muesca semicircular en la zona de la osteotomía que evitará el deslizamiento de la fresa piloto cuando siga con la secuencia quirúrgica.

Se continua con la fresa piloto de 2 mm Ø haciendo un osteotomía de 5 mm de profundidad, después se retira la férula y se le coloca a esta fresa un tope a la longitud que está establecido en la ficha del paciente, este tope impide al paso en profundidad mas allá de la longitud seleccionada, por lo que habrá un tope para 11 mm de profundidad y otro para 13 mm. de profundidad. Esta fresa se coloca a una velocidad de 800 rpm., una vez hecha la osteotomía inicial a longitud máxima de trabajo, se comprueba que es correcta con el calibrador de profundidad, posteriormente se utiliza una 2ª fresa piloto de 2.8 mm Ø a longitud de trabajo a una velocidad de 600 rpm., después de esta fresa se comprueba con el paralelizador que la posición y la orientación tridimensional de la osteotomía es correcta.



Este sistema a partir de este momento presenta una característica diferencial con los anteriores, que es que tiene una fresa específica en diámetro y longitud para cada uno de los diámetros y longitudes de cada implante, por ello presentará una fresa final para:

- Implante de 3.8 mm Ø y 11 mm de longitud.
- Implante de 3.8 mm Ø y 13 mm de longitud.
- Implante de 4.3 mm Ø y 11 mm de longitud.
- Implante de 4.3 mm Ø y 13 mm de longitud.

Por ello para colocar el implante de 3,8 mm Ø y 11 mm de longitud se continua a partir de la segunda fresa piloto con la fresa de 3,8 mm Ø y con tope a 11 mm de longitud a 550 rpm y esta será la fresa final correspondiente de este diámetro y longitud de implante.

Para colocar el implante de 3,8 mm Ø y 13 mm de longitud se continua a partir de la segunda fresa piloto con la fresa de 3,8 mm Ø y con tope a 13 mm de longitud a 550 rpm y esta será la fresa final correspondiente de este diámetro y longitud de implante escogido.

Para la colocación del implante de 4.3 mm de Ø y 11 mm de longitud, después de insertar la de 3.8 y 11 mm L se tendrá que insertar en la osteotomía la fresa de 4.3 mm Ø y 11 mm de longitud a una velocidad máxima de 500 rpm. Y esta será la fresa final del implante.

Para la colocación del implante de 4.3 mm de Ø y 13 mm de longitud, después de la fresa de 3.8 y 13 mm L se tendrá que insertar en la osteotomía la fresa de 4.3 mm Ø y 13 mm de longitud a una velocidad máxima de 500 rpm. Y esta será la fresa final del implante en diámetro y longitud.

Colocación del implante: El operador pide al ayudante periférico que no va estéril que abra el envase externo del implante y lo deje caer en el campo quirúrgico, una vez tomado contiene un segundo envase estéril que tendrá el implante, el operador retira a través de un transportador de plástico el implante del segundo envase estéril y lo lleva a boca manualmente, se rosca y una vez que está estable el implante en la osteotomía, este transportador se retira traccionando de él y se continúa con contraángulo y fresa específica a 15 rpm a un máximo de 35 Ncm. Cuando el contraángulo se para, significa que esta al torque máximo seleccionado. Como el implante pudiera quedar fuera de la osteotomía se termina de colocar con una carraca y llave específica que abraza el transportador hasta comprobar que el perfil del implante ha quedado enrasado a vestibular y que el transportador del implante que tiene unas marcas específicas hasta un número de tres, una de ellas debe de quedar hacia vestibular.

3.1.2. Tomas de registros de la estabilidad inmediata. Toma 1

Una vez posicionado cualquiera de los implantes dentales en su situación final, es decir que el implante ha quedado totalmente introducido en la osteotomía hasta, que el borde cervical del mismo enrasa con la cortical vestibular de la cresta ósea del paciente y se ha retirado el transportador, se realiza la primera medida del coeficiente de estabilidad del implante.

Cada modelo de plataforma coronal del implante y cada paso de espira interno de implante tiene un elemento específico denominado smartpeg® (*Fig.137*). Este elemento es el que mediante un impulso de radiofrecuencia que emite un aparato emisor, rebota sobre él la señal y ésta, es recibida por un aparato receptor de señal, este rebote de la frecuencia sobre el smartpeg® permite por su oscilación de onda medir la estabilidad de este smartpeg® en el implante y por consiguiente del implante en la osteotomía, lo que va a dar en el estudio del elemento donde esté roscado un

valor comparable, este valor lo dará la estabilidad del implante dental, ya que el smartpeg® transmite este valor al estar fijado al implante dental haciendo y un solo cuerpo con el mismo y permite el rebote de señal mediante una longitud de onda. Este elemento es alargado y presenta dos zonas, una que tiene un paso de espira que se rosca en la del implante



Fig.137. Smartpeg® para TSV de Zimmer dental.

dental hasta una fuerza de 10 Ncm, lo que hace que esté fijado y estable y sea un solo cuerpo con el implante, y una segunda porción en el otro extremo



Fig.138. Transportador de plástico universal para todos los smartpegs®.

que lleva un engrosamiento con forma hexagonal, éste lado hace que la señal rebote y que el hexágono sirva como transportador coteen uso de una llave específica, haciendo más fácil de llevar y atornillar a la rosca interna del implante dental. La llave transportadora es plástica y posee en su interior el negativo de este hexágono que permite tomar el smartpeg® y atornillarlo a cualquier implante del

presente estudio (Fig.138).

- Para el implante TSV de 3'7 mm Ø y 4'1 mm Ø que tienen igual diámetro coronal de 3'5 mm e igual paso de espira, tienen el mismo smartpeg específico con referencia Type 3,
- Para los implantes TSV de 4,7 mm Ø y plataforma de 4'5 mm Ø la referencia del smartpeg específico es Type 27
- Para los implantes SL de 3'8 mm Ø y 4'3 mm Ø que poseen igual paso de espira e igual plataforma coronal la referencia es Type 23



Fig.139. Posición perpendicular y mesial del Ostell Mentor® respecto al smartpeg®

- Para los implantes HI de 3'8 mm Ø, 4'2 m Ø y 4'8 mm Ø que poseen igual paso de espira interno e igual modelo de plataforma coronal el smartpeg® es el Type 1.

El operador toma el smartpeg® específico para el implante a medir, se coloca su parte hexagonal sobre el transportador plástico que permite llevarlo a boca, se pone sobre el implante por su parte de las espiras para fijarlo mediante atornillado en sentido de las agujas del reloj hasta que se nota resistencia, una vez llegado a este punto se retira el transportador plástico del smartpeg®, el operador toma el aparato emisor de radiofrecuencia Ostell mentor® y lo activa y espera a que este operativo.

Lleva el puntero del aparato medidor sobre el smartpeg número 1, tomando el primer registro a mesial del mismo y lo acerca sin tocarlo, el aparato emisor emite un sonido cuando recibe el rebote de la señal dejando una medida en su pantalla led, que será el dato que se apunte, ya que este es el dato de smartpeg® 1 toma 1 mesial, de la estabilidad del implante a mesial (Fig.139).



Fig.140. Posición perpendicular y distal del Ostell Mentor® respecto al smartpeg®

Este mismo operador coloca el puntero a distal y volverá a esperar que el emisor de ondas electromagnéticas emita un sonido cuando la señal ha rebotado, dejando en su pantalla led el valor del dato registrado y lo anota en su tabla correspondiente con el código smartpeg® 1 toma 1 distal (Fig.140).

Para retirarlo volverá a coger el transportador plástico del smartpeg® y lo coloca sobre él y lo desenrosca del implante en sentido anti horario.

Para el mismo implante el operador toma otro smartpeg® del mismo tipo que el anterior, a este se le llamara smartpeg® número 2 y mediante el transportador plástico lo atornilla al implante de forma manual como se ha explicado anteriormente, una vez fijado a las roscas internas del implante dental se retira el transportador plástico del smartpeg y se procede a medir nuevamente la estabilidad con el Osstell Mentor, colocando el punto primero por mesial que será la medida smartpeg® 2 toma 1 mesial y después por distal, que será la medida smartpeg® 2 toma 1 distal anotando las medidas que aparecen en la pantalla led (Fig.141).

Para medir los sucesivos implantes se procede de la misma manera que para el primero y así sucesivamente con todos los implantes colocados en el presente estudio.

El fin de hacer dos medidas, en un mismo implante, con dos smartpeg® diferentes es para comprobar el correcto funcionamiento de dichos dispositivos, ya que éstos están



Fig.141. Se puede observar el resultado obtenido en la pantalla del Osstell Mentor®.

imantados y a medida que se van utilizando van perdiendo sus propiedades de emisores de señal. Por lo tanto, si la diferencia entre los valores obtenidos entre los dos smartpeg® es menor del 5%, se considera que el funcionamiento es correcto, en el caso de ser mayor del 5%, se cogería un tercer smartpeg® nuevo de la caja y se volverá a medir la estabilidad en el implante tal y como se ha realizado anteriormente. Se evaluarían las tres medidas y se desecharía la medida de las dos primeras que tenga una diferencia mayor del 5% con este tercer dispositivo, pasando a ser esta tercera la medida del smartpeg® 2 toma 1 mesial y smartpeg® 2 toma 1 distal y la válida de las dos anteriores seria smartpeg® 1 toma 1 mesial y smartpeg® 1 toma 1 distal, independientemente de cuál de las dos medidas primeras se desechen.

En el supuesto caso de que las tres medidas tuvieran una discrepancia mayor del 5% antes señalado, se toma como buena la tercera medida, la realizada con el nuevo smartpeg, que se pasaría a denominar toma 1 en sus dos posiciones mesial y distal, posteriormente se tomaría otro dispositivo nuevo en el que sus medidas se pasarían a denominar toma dos en las dos posiciones igualmente, en este caso no se evalúa la discrepancia entre ambas medidas ya que los dispositivos son totalmente nuevos, desechándose los dos primeros elementos y retirándolos de las tomas de registros de datos a partir de este momento.

Una vez medidos todos los implantes con los smartpeg® con la unidad emisora de ondas electromagnéticas y estando los implantes sin ningún elemento roscado sobre él, se toma la llave hexagonal específica de cada sistema de implantes para cada uno de los tornillos de cierre, se coge el envase donde iba alojado el implante, en este envase quedará el tornillo de cierre, este elemento que se atornilla en sentido horario al implante cubriendo la parte más coronal del mismo y por tanto la conexión del implante, evitando que se produzca una proliferación de tejido blando dentro del implante dental.

Se introduce el destornillador en la conexión hexagonal que está en la cabeza del tornillo de cierre y se le retira de su transportador girándolo en sentido contrario a las agujas del reloj, una vez retirado del envase se lleva a boca y se introduce la zona de roscas dentro del implante y se atornilla en sentido de las agujas del reloj de forma manual hasta que se encuentre resistencia para seguir atornillándolo. Una vez colocados todos los tornillos de cierre, de todos los implantes del paciente se procede a la aproximación de los colgajos mucoperiósticos, esta se realiza con puntos simples con doble nudo con seda de 3/0 y aguja 3/8 de sección triangular del laboratorio Aragón®.

Ninguno de los implantes fue cargado protésicamente en el momento de la cirugía, ya que el objetivo de este estudio no es valorar la estabilidad primaria para realizar carga inmediata del implante dental.

Se procede a explicar al paciente el tratamiento médico y los cuidados que debe seguir. El protocolo a seguir por todos los paciente es el siguiente;

Tratamiento antibiótico: Amoxicilina 750 mg durante 7 días pautado a tres tomas al día ó Clindamicina 300 mg 3 veces al día durante una semana para alérgicos a las penicilinas.

Tratamiento antiinflamatorio con AINEs, Ibuprofeno 600 mg/Arginina (Espidifen® 600mg) durante 5 días pautado a 2 tomas diarias 1 cada 12 horas, si el dolor fuera intenso entonces se cambia a Metamizol 575mg (Nolotil® cápsulas).

Se le suministró un protector gástrico del tipo Omeprazol 20mg en cápsulas 1 cada 24 horas, durante el tiempo que dure el tratamiento antibiótico, antiinflamatorio y analgésico.

Instrucciones postquirúrgicas para las primeras 24 horas, instrucciones de higiene de la zona quirúrgica con cepillo dental quirúrgico suavemente para no abrir la herida en caso de que pueda soportarlo, de no ser posible esta maniobra se realizara a partir del primer día y hasta la retirada de puntos

aplicación de Clorhexidina al 0.2% en presentación gel durante 10 días.

3.2. Retirada de sutura; Día 12

Esta cita es a los diez días de la intervención, para la retirada de la sutura. Se evaluara el estado de los tejidos blandos, si hay ausencia o no de inflamación o algún signo de posible infección, de todos los pacientes en el estudio, solo dos de ellos refirieron dolor entre los tres y los cinco días de la

colocación de los implantes dentales que requirió el cambio de la medicación al Metamizol Magnésico.

Para la retirada de la sutura, se toma una tijera de puntos recta y una pinza adson sin dientes, se toma el extremo del punto con la pinza y se recorta la lazada, retirándolos todos.

Al cabo de los diez días ningún paciente tenía dolor ni inflamación, ni signos de infección en la zona por lo que se procedió a la retirada de los puntos en todos ellos.

3.3. 2ª Fase quirúrgica. 4 meses desde la cirugía, 2ª medida de coeficiente de estabilidad. Día 13.

Pasados 4 meses desde la colocación de todos los implantes dentales, tanto en el maxilar como en la mandíbula se citó a los pacientes para el descubrimiento de éstos. La técnica quirúrgica a realizar se detalla a continuación.

3.3.1. Cirugía a colgajo sin desplazamiento de tejidos: Consiste en la realización de una incisión en la mitad del ancho de la banda de tejido queratinizado, en la zona mediocrestal, que permite despegar un colgajo mucoperióstico a vestibular y lingual/palatino permitiendo fácil acceso al tornillo de cierre. Esta técnica se pudo aplicar ya que la banda de encía queratinizada es mayor de 2 mm desde la línea media de la cresta hasta la línea mucogingival.[14]. Que era una de los condicionantes de los criterios de inclusión en el estudio.

Se anestesia con técnica infiltrativa con lidocaína al 2 % adrenalina 1:100.000 con aguja corta 27 G. La incisión se realiza con hoja de bisturí del N° 11 y el despegamiento con el periostotomo Molt. Una vez descubierto el implante se retira el tornillo de cierre con el destornillador específico de

1,25mm para los tres sistemas de implantes. En este momento, es cuando se realiza la nueva medición de la estabilidad del implante.

3.3.2. Tomas de registros de la estabilidad del implante. Toma 2

- Para el implante TSV de 3'7 mm Ø y 4'1 mm Ø el smartpeg específico con referencia Type 3,
- Para los implantes TSV de 4,7 mm Ø y plataforma de 4'5 mm Ø el smartpeg específico es Type27
- Para los implantes SL de 3'8 mm Ø y 4'3 mm Ø la referencia es Type 23
- Para los implantes HI de 3'8 mm Ø, 4'2 m Ø y 4'8 mm Ø smartpeg Type 1.

El operador toma el smartpeg® específico para el implante a medir, este se coloca sobre un transportador plástico que permite llevarlo a boca. Se fija al implante a su parte de espiras, mediante el atornillado en sentido de las agujas del reloj hasta que se nota resistencia, una vez llegado a este punto se retira el transportador plástico del smartpeg®. El operador toma el aparato emisor de radiofrecuencia Osstell mentor® y lo activa y espera a que este operativo.

Lleva el puntero sobre el smartpeg número 1 – toma 2 mesial, tomando el primer registro a mesial del mismo y lo acerca sin tocarlo, el aparato emisor emite un sonido cuando recibe el rebote de la señal dejando una medida en su pantalla led, que será el dato que se apunte, ya que este es el dato de la estabilidad del implante a mesial.

Este mismo operador coloca el puntero a distal y volverá a esperar que el emisor de ondas electromagnéticas emita un sonido cuando la señal ha

rebotado dejando en su pantalla led el valor del dato registrado y lo anota en su tabla correspondiente, esta medida será smartpeg® numero 1 – toma 2 distal.

Para retirarlo se vuelve a coger el transportador plástico del smartpeg® y lo coloca sobre él y lo desenrosca del implante en sentido anti horario.

Para el mismo implante el operador toma otro smartpeg® del mismo tipo que el anterior, a este le llamare smartpeg® número 2 y mediante el transportador plástico lo atornilla al implante de forma manual como se ha explicado anteriormente en sentido horario, una vez fijado al implante se retira el transportador y procede a medir la estabilidad con el Osstell Mentor, colocando el puntero primero por mesial que será la del smartpeg® numero 2 – toma 2 mesial y después por distal que será la del smartpeg® numero 2 – toma 2 distal anotando las medidas que aparecen en la pantalla led.

La finalidad de medir con dos smartpeg® del mismo tipo adecuado para el implante seleccionado pero distintos, es para asegurar que los registros son correctos, esto es debido a que con el uso continuo estos smartpegs pierden su capacidad magnética y por tanto el reflejo de la onda, con la toma duplicada por dos elementos diferentes se asegura de que no han perdido sus propiedades de imán, en caso de existir una diferencia mayor del 5% entre ambas medidas se procede como se ha explicado en el apartado de la primera medición con un smartpeg® nuevo que se abrirá para esta tercera toma, si se comprobara que la diferencia entre la segunda y la tercera toma también mantiene una diferencia de más del 5% entonces se abrirá otro smartpeg® nuevo, estas dos últimas tomas, la tercera y la cuarta se darán como buenas ya que corresponderán a dos dispositivos totalmente nuevos, desechando los dos primeros para sucesivas tomas.

Para medir los sucesivos implantes se procede de la misma manera que para el primero y así sucesivamente con todos los implantes colocados en el presente estudio.

Una vez medidos todos los implantes se colocan sobre los implantes los pilares de cicatrización específicos para cada modelo y diseño de implantes. Se sutura con puntos sueltos con sutura de 3/0 y aguja 3/8 de la casa Aragón®.

El tratamiento postquirúrgico tras la segunda fase quirúrgica para el paciente será:

- Tratamiento antiinflamatorio analgésico: con Ibuprofeno de 400 mg arginina durante 5 días dos veces al día.
- Instrucciones postquirúrgicas para las primeras 24 horas de cepillado suave en la zona para no abrir los puntos de sutura



Fig.142. Véase estado de la encía alrededor de los implantes pasadas 3 semanas de la 2ª fase quirúrgica.

3.4. Retirada de sutura. Revisión de los tejidos blandos; Día 14.

A los diez días de realizada la segunda cirugía y si no ha habido complicaciones o algún indicio de problemas en la zona, se vuelve a citar al paciente para la retirada de la sutura. Se evaluará previamente la cicatrización de los tejidos blandos en los bordes comprobando que no existe ni supuración ni inflamación excesiva. Para la retirada de la sutura, se toma una tijera de puntos recta y una pinza adson sin dientes, se toma el extremo del punto con la pinza y se recorta la lazada, retirándolos todos.

Todos los pacientes del presente estudio presentaron un aspecto saludable con encía perfectamente cicatrizada y sin problemas a reseñar de interés.

4. Fase protésica

4.1. Toma de impresión para la confección de la prótesis definitiva. Día 15.

Pasadas 3 semanas de la segunda fase quirúrgica se cita al paciente para comenzar con la fabricación de la prótesis. Este tiempo es recomendable para que los tejidos blandos estén cicatrizados y estables [14] (Fig.142).

Se comienza con la toma de impresiones sobre los implantes dentales que lleva el paciente para ello se realiza la técnica indirecta que es la que se detalla a continuación:

4.1.1. Técnica indirecta o cubeta cerrada

Toma de impresión para implantes TSV.

1. Se toma la llave hexagonal de 1,25mm y se retiran los tornillos de cicatrización en sentido anti rotario. Una vez pudiendo acceder a la rosca del implante se coge el/los postes de impresión indicados para cada diámetro y plataforma del implante que va codificado por colores:

- Verde: implante 3,7 mm Ø y plataforma 3,5 mm Ø.
- Verde: implante 4,1 mm Ø y plataforma 3,5mm. Ø
- Morado: implante 4,7 mm Ø y plataforma 4,5.mm. Ø.



Fig.143. Postes de impresión de cubeta cerrada de implante TSV de Zimmer dental®.

Para ello se introduce el destornillador por su parte central hasta encajarlo en el tornillo pasante y se lleva al implante para encajarlo, se sabe desde la colocación de los implantes dentales, en los que se tuvo la precaución de dejar que una de las caras planas del poste de impresión

estará siempre hacia vestibular (*Fig.143*), así cuando se tenga que reposicionarlos en el negativo de la impresión será más fácil localizar la posición definitiva del poste.



Fig.144. Cubeta superior con silicona pesada y silicona fluida.

2. Se prueba la cubeta metálica New súper de Asa dental® en boca para comprobar que es correcta y no toca con los postes de impresión ni produce heridas ni rozaduras.
3. En la chimenea del poste de impresión por donde entra el destornillador se coloca cera para evitar la entrada del material de impresión y que dificulte el acceso de la llave hexagonal al poste de impresión.
4. Se aplica el material de impresión en la cubeta, que será silicona pesada Flexitime easy putty® y alrededor de los postes de impresión y encima de la pesada se pone silicona fluida flexitime trial easy®. Cuando esté bien cubierta la zona por la silicona, se lleva la cubeta a boca y encajándola fuertemente hasta que ajuste en su posición definitiva y se espera durante dos minutos y treinta segundos para que fragüe el material de impresión colocado en la boca del paciente (*Fig.144*).
5. Una vez endurecido el material de impresión se retira, se desatornilla el poste de impresión, primero con ayuda de una sonda de exploración retira de la zona central la cera que se puso para evitar que entrase el material de impresión en el centro del poste y a continuación se coge la llave de 1,25 mm Ø y se introduce en la zona central del poste de impresión y se gira en sentido anti horario y se retira de la boca el conjunto, con la misma llave se toman los pilares de cicatrización que se habían retirado previamente y se vuelven colocar cada uno en su implante correspondiente.

6. Fuera de la cubeta, se atornilla el poste de impresión al análogo del implante dental, para ello primero se coloca el poste de impresión en el análogo y sujetándolos con una mano, con la otra se coge la llave hexagonal de 1,25 mm Ø y se introduce por la parte central del poste de impresión hasta que se ajuste al tornillo pasante y entonces se gira la llave en sentido de las agujas del reloj hasta que haya resistencia para seguir girando, a continuación se reposiciona en la parte del negativo de la pasta de impresión que está contenida en la cubeta. Para facilitar esta maniobra, el poste de impresión tiene dos caras planas, para así poder localizar en el negativo de la medida realizada sobre el paciente la posición definitiva de este. Se introduce en toda su longitud y cuando hay resistencia y se nota un chasquido, significa que la posición es la correcta (Fig.145).

Toma de impresión para implantes HI.

1. Se toma la llave hexagonal de 1,25 mm Ø ISO 1797 y se retiran todos

los tornillos de cicatrización que hay colocados sobre los implantes en la boca del paciente.

2. Se toman los postes de impresión, que en este sistema es para todos

los implantes el mismo, al mantener todos los implantes las mismas características de la parte coronal de los implantes dentales, aunque, el diámetro de los implantes varié, ya que la plataforma de los tres diámetros de implantes es la misma de 4'1 mm Ø. Para ello se introduce el destornillador por su parte central hasta encajar la llave en el tornillo pasante y se lleva sobre el implante para encajarlo, haciendo que quede una de las caras planas del poste de impresión hacia vestibular, así cuando tenga que reposicionarlo en la impresión será más fácil localizar la posición definitiva del poste de impresión.



Fig.145. Reposicionamiento de los postes de impresión en la impresión.

3. Se elige el tamaño de la cubeta con ayuda de los modelos de estudio que se tienen del paciente, comprobando que entren en dicho modelo y a continuación se prueba en la boca del paciente para cerciorarse de que es correcta y no toca ni con los postes ni produce heridas o rozaduras.
4. En la chimenea del poste de impresión se coloca cera Reus blanda® que evita la entrada del material de impresión cuando esta fluido y no dificulte el desatornillado del poste de impresión a posteriori.
5. Se aplica el material de impresión en la cubeta, que será silicona pesada Flexitime easy putty® y silicona fluida flexitime trial easy®. encima de la pesada. A continuación aplica la misma silicona fluida alrededor del poste de impresión y cuando estén bien cubiertos por la silicona fluida, se lleva la cubeta a boca y se ajusta en su posición definitiva, se espera durante dos minutos y treinta segundos a que fragüe el material de impresión. Una vez endurecido el material de impresión se retira, se quita el poste de impresión del implante, primero con ayuda de una sonda de exploración retira de la zona central la cera que puse para evitar que entrase el material de impresión en la chimenea y a continuación se coge la llave hexagonal de 1,25 mm Ø y se introduce en la zona central girándola en sentido anti horario y se retiran los postes de impresión de la boca del paciente, con la misma llave hexagonal se toman los pilares de cicatrización y se van colocando cada uno en su implante correspondiente hasta terminar esta fase.
6. Fuera de la cubeta, se atornilla el poste de impresión al análogo del implante correspondiente, para ello primero se coloca el poste de impresión en el análogo y sujetándolos con una mano, con la otra se toma la llave hexagonal de 1,25 mm Ø y se introduce en la parte central del poste de impresión hasta que ajuste al tornillo pasante y entonces se gira la llave hexagonal en el sentido de las agujas del reloj hasta que se encuentre resistencia para seguir girando, a continuación se reposiciona en el negativo de la impresión tomada sobre el paciente que está dentro

Pacientes y métodos

de la cubeta elegida. Para facilitar esta maniobra, el poste de impresión tiene dos caras planas, para así poder localizar en la impresión realizada la posición de este, ya que se verá dicha cara impresionada en la silicona. Se introduce y presiona hasta notar resistencia y además se oirá un ruido de ajuste que significara que la posición del poste de impresión es la correcta en la impresión.

Toma de impresión con sistema de implantes SL.

Se toma la llave hexagonal de 1,25 mm Ø y se retiran los tornillos de cicatrización de los implantes. Se toman los postes de impresión, que vienen codificados por colores.

- Para el implante dental de 3,8 mm Ø es de color amarillo.
 - Para el implante de 4,3 mm Ø es de color morado.
1. Para ello se introduce el destornillador específico por su parte central hasta encajar la llave en el tornillo pasante y se lleva sobre el implante para encajarlo en su posición, haciendo que quede una marca impresa en el poste de impresión hacia vestibular, cosa que ya sabía de la colocación de los implantes al terminar las marcas guías hacia vestibular en la colocación definitiva del implante, así cuando se tenga que reposicionar el poste de impresión en la medida será más fácil de localizar la posición definitiva del poste. A continuación, este sistema tiene además una cestillas de plástico del mismo color que el poste de impresión que ajusta en la parte más externa del poste de impresión a presión. Antes de aplicar los materiales de impresión se deben de llevar a boca dichas cestas y con el dedo índice se colocan en su posición adecuada mediante presión hasta que oiga un chasquido de ajuste de la cesta sobre el poste de impresión.

2. Se prueba la cubeta en boca del paciente para comprobar que es la correcta y no toca con los postes de impresión, ni con las cestas ni produce heridas ni rozaduras.
3. Se aplica el material de impresión en la cubeta, que será silicona pesada Flexitime easy putty® y silicona fluida flexitime trial easy®. A continuación se aplica la misma silicona fluida alrededor del poste de impresión y de las cestas y cuando todo esté bien cubierto por la silicona, se lleva la cubeta a boca del paciente, encajándola en su posición definitiva. Se espera durante dos minutos y treinta segundos para que fragüe el material de impresión, tanto el pesado como el ligero. Una vez endurecido totalmente el material de impresión se retira la cubeta de la boca, y se verá en el poste de impresión que la cestilla que se había colocado no está sobre el poste y se ha quedado dentro del material de impresión.
4. A continuación se quita el poste de impresión de la boca con la llave de 1,25mm Ø se introduce en la zona central del poste de impresión y girando en sentido anti horario. Se retira de la boca del paciente y con la misma llave se toman los pilares de cicatrización y se van colocando cada uno en su implante correspondiente.
5. Fuera de la boca, se atornilla el poste de impresión al análogo del implante, para ello primero coloca el poste de impresión en el análogo y sujetándolos con una mano, con la otra toma la llave hexagonal de 1,25 mm Ø y se introduce en la parte central del poste de impresión hasta que ajuste al tornillo pasante y entonces se gira la llave en sentido de las agujas del reloj hasta que se encuentre resistencia para seguir girando, a continuación se toma el conjunto y se lleva a la impresión, reposicionándolo sobre el negativo de esta. Para facilitar esta maniobra, el poste de impresión tiene ranura por vestibular, que facilita la localización en la medida realizada sobre el paciente la posición definitiva

de este. Se introduce en el negativo y cuando se nota una resistencia y un chasquido de ajuste, significa que la posición es la correcta.

6. Por últimos se toma la llave hexagonal de 1'25 mm Ø y se cogen los pilares de cicatrización y se lo llevan a boca girando la llave en sentido horario se aprietan hasta que se note una gran resistencia a seguir girando.

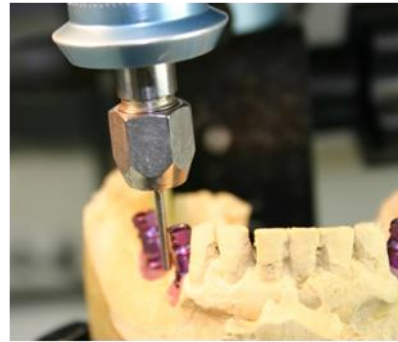


Fig.146. Tallado de pilares en un modelo remontado en articulador semiajustable.

4.2. Remontaje de articulador de los modelos con los análogos. Día 16.

Esta cita es para poder tomar una cera de mordida en el paciente para poder reposicionar los modelos vaciados con los análogos de los implantes dentales en el montaje que se tenía del articulador en el caso de implantes en un único maxilar.

En el caso de varios implantes dentales en ambos maxilares o rehabilitaciones completas se volverán a tomar todos los registros para el remontaje, desde arco facial ya explicado y registros de mordida como se ha desarrollado en el apartado correspondiente. El objetivo de esta fase es:

1. En pacientes con uno o varios implantes dentales situados en distintas brechas edéntulas, este nuevo montaje permitirá a la hora de tallar los pilares definitivos tener unas referencias reales de distancias entre pilar y antagonista, distancia entre pilar y dientes adyacentes o entre pilares sobre implantes adyacentes (Fig.146).
2. En pacientes con rehabilitaciones completas tanto de un maxilar como de los dos, al no tener ninguna



Fig.147. Prueba de dientes para pacientes desdentados totales.

referencia de la posición de relación intermaxilar, los dientes de este nuevo montaje servirá de guía para realizar un nuevo encerado diagnóstico y una prueba de dientes montados en cera para probar y comprobar en el paciente datos básicos para su rehabilitación prostodóncica (Fig.147).



Fig.148. Prueba de dientes en cera. En este caso podemos observar la línea media.

4.3. Paciente con rehabilitaciones completas. Día 17

Esta cita es solo para los pacientes con rehabilitaciones completas superiores, inferiores o ambas. En este día se comprobaba la prueba de dientes al paciente donde se valorara (Fig.148):

- Estética: línea media, línea de la sonrisa, sobremordida, resalte, tamaño de los dientes, labios en reposo, perfil del paciente y dimensión vertical.
- Oclusión: Si corresponde la oclusión de los modelos en el articulador con la del paciente con los dientes colocados en boca del mismo.



Fig.149. Prueba de dientes en cera unida a dos postes de impresión para evitar que varíen los registros tomados en boca.

Para evitar que en la prueba de dientes en cera, se mueva durante los movimientos mandibulares y el ajuste articular, se feruliza con uno o dos postes de impresión, que irán atornillados a los implantes en boca uno a cada lado esto facilita comprobar que la posición de los modelos en boca corresponde a los modelos. (Fig.149).

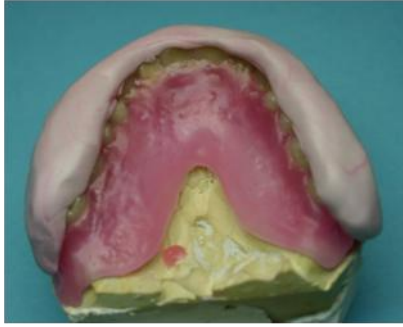


Fig.150. Frente de silicona realizada a la prueba de dientes, como referencia para el tallado de los pilares

Si se considera esta prueba como correcta se vuelve a colocar la prueba de dientes en el modelo y se toma un frente de silicona (Fig.150) es decir se toma una huella de la cara vestibular y parte de la oclusal de los dientes con silicona pesada, esto ayudará al tallado de los pilares definitivos sobre los modelos ya que se tendrá una referencia, la posición definitiva de los

dientes con que se va a restaurar al paciente y de la altura protésica de estos.

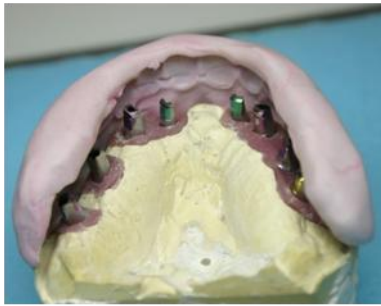


Fig.151. Veamos la relación entre los pilares tallados y la posición de los dientes.

Tallado de pilares

Se colocan los pilar/es en los análogos de los implantes que están en el modelo de trabajo atornillados a torque definitivo, mediante pieza de mano y fresa recta de carburo de tungsteno Pm Edenta® se talla los pilares de titanio para adaptarlos al espacio protésico disponible, teniendo en

cuenta que es necesario entre el pilar y el diente antagonista dejar al menos 2 mm de altura vertical para que entre el metal y la porcelana en este espacio. (Fig.151)

La realización del hombro en el pilar en forma de chamfer en los sectores anteriores va a ser de 1 mm de altura por debajo del margen gingival y a nivel palatino o lingual se dejara yuxtapingival para facilitar la higiene en esta zona.

Una vez tallados se pulen con fresa de prepulido marrón Bush® y fresa de pulido verde Bush®. Cada sistema de implantes tiene su pilar para

prótesis cementada específico siendo para TSV el pilar Hex Long Abutment (HLA), para los implantes SL se denomina Esthomic® Abutments y para los implantes HI se llaman pilar cónico que puede ser recto, en el mismo eje del implante o angulado a 15° del eje del implante.

Una vez tallados para facilitar el posicionamiento del pilar en la boca del paciente, se le realiza una muesca por vestibular y si son varios pilares sobre implantes en el mismo paciente se hacen distintas marcas a cada uno de los pilares que también se representan en el modelo para que no confunda la posición de los pilares en boca o en el modelo de trabajo.

Además de estas marcas individuales de cada pilar, en los casos que es posible, también se realizarán sobre ellos una llave de resina que permite trasladar los pilares desde el modelo directamente a boca tomando como referencia los dientes adyacentes, esto se puede hacer de manera individual o bien uniendo varios pilares en la misma llave de reposicionamiento (Fig.152).



Fig.152. Férula de reposicionamiento en boca para los pilares.

4.4. Prueba de pilares. Día 18.

Se realizara la prueba de pilares en la boca del paciente para la prótesis cuando esta es cementada. Los pilares se desatornillan del modelo y se llevan a boca en la posición prefijada bien por la llave , bien por la muesca individual. Una vez colocados en su posición se atornillan con el atornillador de 1.25 mm Ø y con llave dinamométrica, es decir, llave fija a la que se le acopla un mecanismo que regula la fuerza de apriete, específica de cada empresa comercial y al torque que indica el fabricante que en este caso para todos los pilares es de 25 Ncm. En este momento se comprueba en boca:



Fig.153. Férula de posicionamiento seccionada por falta de ajuste una vez posicionados los pilares en boca.

- Espacio que hay entre el pilar de prótesis y el antagonista en boca y valorar que hay suficiente distancia para que entre el metal y la porcelana de la corona.
- Que el hombro del pilar queda en dientes anteriores subgingival y en sectores palatino o lingual

yuxtapingival.

- Que la posición de los pilares en boca corresponde exactamente con la posición en los modelos de trabajo, para ello utilizare las llaves de resina de posicionamiento específicas de cada paciente anteriormente mencionadas.



Fig.154. Ferulización de los segmentos realizados a la llave de posicionamiento con resina de fraguado rápido.

Si no corresponde la posición de los pilares de la prótesis en boca con el modelo de trabajo se colocarán los pilares en boca y se secciona la llave de resina entre la conexión de pilar a pilar (Fig.153) y se feruliza la llave en boca, esta ferulización se realiza

preparando resina Duralay® (Fig.154) en un recipiente, llenando las separaciones hasta que fragüe la resina. Esto sólo se puede realizar cuando son varios implantes que hay colocados en boca. Una vez retirado los pilares de la boca con la llave bien ajustada se vuelve a enviar a laboratorio con una nueva impresión para volverá fabricar un nuevo modelo de trabajo.

Cuando son implantes unitarios lo que se realiza es una cestilla individual solo del pilar y que adapte a este, se tomará una impresión de arrastre con silicona fluida y pesada para poder volver a realizar el modelo de trabajo para poder seguir con el proceso.



Confección de cofias para impresión a pilar.

Una vez colocado el pilar en boca del paciente con cera rosa Reus® se obtura la chimenea la entrada del tornillo pasante del pilar para evitar que entre resina en el mismo y bloquee el acceso al tornillo. Las cofias se van a confeccionar con resina duralay® utilizando la técnica polvo-líquido.

Se ponen dos recipiente con el monómero líquido por un lado y la resina en polvo por el otro y con un Microbrush® se va aplicando el polvo y el líquido sobre el pilar hasta confeccionar una cestilla que ajusta perfectamente al pilar e irá depositando sobre el mismo la combinación polvo mas líquido. En la parte superior de ésta, se confecciona con la misma resina, un sistema de retención para hacer más retentiva la cestilla, para la toma de impresión. Se retira la cestilla del pilar se vuelve a reposicionar para comprobar el correcto ajuste y que no sea demasiado retentiva al pilar, solo interesa que sea retenida por la silicona de la toma de impresión (Fig.155).

Primero se aplica silicona fluida en el interior de la cofia retentiva y se reposiciona sobre el pilar, se le aplica más silicona fluida flexitime trial easy® alrededor del mismo. La cubeta metálica se rellena con silicona pesada Flexitime easy putty®, una vez colocada se aplica nuevamente silicona fluida y se lleva a boca del paciente apretando hasta encajarla en su posición definitiva. Cuando ha fraguado el material de impresión se retira la cubeta y se comprueba que la cestilla ha quedado encajada dentro de la silicona (Fig.156). A continuación se retira el pilar protésico de la boca y se atornilla al



análogo correspondiente del implante del paciente y todo el conjunto se reposiciona en el negativo del pilar de la impresión quedando perfectamente adaptado, ya que la cestilla de impresión hace de camisa retentiva del pilar.

La confección del modelo de trabajo se realizará siguiendo los pasos explicados anteriormente en el capítulo correspondiente, lo que si será necesario es volver a citar al paciente para otra nueva prueba de pilares en boca, hasta que estos estén en su posición correspondiente y con los espacios adecuados.

Si la llave de resina ajusta en boca una vez colocados los pilares se tomara una cera de articular en máxima intercuspación, para comprobar que el espacio entre pilar y el antagonista es correcto para poder realizar la rehabilitación protésica y se envía al laboratorio de prótesis para que tengan un referencia de la mordida oclusal del paciente con el pilar y confirmar que la oclusión montada con el modelo de trabajo en el articulador semiajustable coincide con la oclusión en boca.

En rehabilitaciones completas, teniendo los pilares colocados en boca será necesario realizar unos rodillos de articulación de Cera Reus® como se ha explicado en el capítulo correspondiente para terminar de definir la línea media y la DV del paciente y también poder comprobar que esta DV coincide con la del montaje realizado en el articulador, si esto no ocurre habrá que hacer todas las modificaciones necesarias sobre el montaje antes de realizar la prueba de metal (*Fig. 157*).

En todas las pruebas protésicas se atornilla a torque definitivo los pilares tanto en boca como en el modelo, siguiendo las recomendaciones del fabricante para que se produzcan las menos modificaciones posibles durante la manipulación.



Fig. 157. Rodillo de cera sobre los pilares para determinar la línea media, línea de sonrisa y posición para comprobar que corresponde con el montaje de articulador.

4.5. Prueba de metal. Día 19

El laboratorio vuelve a enviar sobre el pilar una cofia metálica que será la que retenga la porcelana para la terminación de la corona, el puente o la rehabilitación definitiva, esta prueba debe de comprobarse en boca.

En dientes unitarios se coloca el pilar en boca con las recomendaciones de lo anteriormente expuesto, se comprueba que el ajuste de la prueba de metal al pilar es correcta, que la relación de espacio con el antagonista y con los dientes adyacentes es suficiente.

En el caso de puentes o rehabilitaciones completas, además de todo lo anterior se debe de controlar el ajuste pasivo que es que la entrada correcta de la prueba de metal sobre los pilares protésico y no dicha prueba no bascule una vez posicionada sobre los pilares de la estructura de metal (*Fig.158*).



En esta cita se volvió a realizar en la boca del paciente y con los pilares y la estructura de metal, colocados, una nueva cera de mordida para verificar que exista espacio suficiente sobre el metal y el antagonista para la cerámica, que debe de ser aproximadamente de 2 mm. de altura vertical.

En el caso de que en algunos puntos cuando se le pide al paciente que muerda en máxima intercuspación la cera se perfore se debe de retirar la prueba de metal de la boca del paciente y mediante un calibre revisar si tiene el espesor del metal correcto, cuando este es mayor de 0.4 - 0.6 mm de altura vertical, con una fresa de diamante de turbina se repasa el metal en esas zonas hasta conseguir el espesor recomendado para la colocaron de la cerámica.

En cuanto al ajuste pasivo si este no era correcto o el ajuste del metal al margen del pilar era deficiente, se suelen tomar dos tipos de medidas para poder resolverlo:

1. Tomar impresiones con cofias individualizadas a pilar como se ha explicado en la prueba de pilares.
2. Seccionar la estructura.

Seccionar la estructura: Esta medida se toma cuando hay dos o más pilares soportando una rehabilitación protésica, que se realiza de la manera siguiente.

- Secciona el metal de la estructura con un disco de carborundum para metal con la pieza de mano.
- Enumera las secciones de metal cortadas y se colocan sobre los pilares puestos en boca.
- Una vez posicionadas las secciones se ferulizan con resina duralay® con la técnica polvo líquido.
- A continuación toma una impresión con cubeta cerrada con silicona fluida y pesada de arrastre de la prueba de metal en boca.

Si por el contrario cuando se probaron las estructuras de metal y se comprobó que todo era correcto, se toma el color para poder realizar la prueba estética en bizcocho con la guía de color Vita®. Sistema, que cada color de diente tiene una nomenclatura numérica y de letra, dependiendo de la tonalidad, saturación, y valor, que sirva para la elección del color de los dientes del paciente y con este código poder comunicar con el laboratorio de prótesis minimizando el riesgo de equivocación (Fig.159).

4.6. Prueba estética de las prótesis definitivas. Día 20

Durante esta prueba se comprueba la oclusión con el antagonista, que es el ajuste correcto de las cúspides y fosas de los dientes entre sí. Se valora si



Fig.159. Guía Vita® para determinar el color de los dientes

el color elegido para la prótesis es el correcto, si la relación de la prótesis con los tejidos blandos es correcta, si hay presencia de papila o no entre los diferentes dientes que componen la rehabilitación y si el ajuste de la prótesis al margen de la preparación de los pilares es correcto (*Fig.160*).



Fig.160. Prueba estética. Revisamos la oclusión así como la relación de los labios con los dientes.

4.7. Colocación de la prótesis definitiva. Día 21

Una vez terminada la prótesis, y recibida, esta se cementa en la boca del paciente sobre los pilares con un cemento temporal, en este caso el elegido fue Temp bond®, debido a que es fácil retirarlo y así no dificultar la medida del coeficiente de estabilidad una vez sometidos los implantes a carga. Para cementar la prótesis, se atornillan los pilares a torque con la llave dinamométrica que hemos desarrollado en el apartado de prueba de pilares. Cuando hemos terminado, hace unas bolitas de algodón para introducirlas en las chimeneas de los pilares, de esta manera evita que entre cemento en el tornillo y cuando tenga que desatornillarlo no tenga problemas. Mientras el operador coloca los algodones, el ayudante empieza la mezcla del cemento en una proporción 1:1 de base y catalizador. Con una espátula específica para poner el cemento en el interior de la corona, éste se coloca únicamente en el borde la estructura metálica. Esto lo hace así para evitar el exceso de cemento, que al presionar la corona para que ajuste al pilar, podría invadir la zona gingival, pudiendo provocar alguna alteración de los tejidos blandos. Una vez hemos llevado la corona o puente a boca, pone unas torundas de algodón entre la corona o puentes y el antagonista e indica al paciente que cierre la boca haciendo presión, para así terminar de

ajustar la corona. Espera 3 minutos, hasta que el cemento esté totalmente fraguado, una vez está fraguado se debe retirar el algodón de la boca y los restos del cemento que queden en los bordes de las coronas cementadas. Para terminar, se hace una última revisión de ajuste oclusal con diferentes papeles de articular (Fig.161).



Fig.161. Prótesis definitiva de maxilar superior. Observese la correspondencia de las relaciones intermaxilares en el modelo coincidiendo una vez colocada en boca.

4.8. Tercera medida de Coeficiente de estabilidad. Día 22.

Esta cita se hará pasados tres meses de la colocación de la prótesis definitiva en boca, ya que es el momento de realizar la tercera y última medida del coeficiente de estabilidad. Para ello se tendrá que retirar la prótesis, para este fin utilizare el tira puentes, es un aparato en lleva una palanca en uno de los lados y en la zona central un dispositivo que se desliza por un vástago redondo. Coloca la palanca por debajo del límite cervical de la corona (zona que asienta en el margen del pilar de prótesis), sujetándolo con una mano y con la otra tracciona hacia arriba, si es en mandíbula y hacia abajo si esta en maxilar, dando pequeños golpes en el tope que hay en los extremos del vástago hasta que note que la corona o el puente se ha despegado. Una vez retirada la corona o el puente, tendré que acceder al tornillo para aflojar los pilares, para ello se debe retirar el algodón que se puso en la chimenea de entrada, para evitar la entrada del cemento al tornillo pasante. Coge el destornillador de de 1.25 mm Ø con la llave dinamométrica y gira en sentido contrario a las agujas del reloj hasta que retira totalmente el tornillo y retira el pilar del implante. Una vez expuestos los implantes, empieza a medir la estabilidad del implante.

Toma de registro de la estabilidad del implante. Toma 3

El operador toma el smartpeg® específico para el implante a medir, colocando este sobre un transportador plástico que permite llevarlo a boca. Se fija al implante mediante la parte con espiras, atornillándolo en sentido de las agujas del reloj hasta que se nota resistencia, una vez llegado a este punto se retira el transportador plástico del smartpeg®. El operador toma el aparato emisor de radiofrecuencia Osstell mentor® y lo activa y espera a que este operativo.

Lleva el puntero sobre el smartpeg® numero 1 – toma 3 mesial, tomando el primer registro a mesial del mismo y lo acerca sin tocarlo, el aparato emisor emite un sonido cuando recibe el rebote de la señal dejando una medida en su pantalla led, que será el dato que se apunte, ya que este es el dato de la estabilidad del implante a mesial.

Este mismo operador coloca el puntero a distal y volverá a esperar que el emisor de ondas electromagnéticas emita un sonido cuando la señal ha rebotado dejando en su pantalla led el valor del dato registrado y lo anota en su tabla correspondiente, esta medida será smartpeg® numero 1 – toma 3 distal.

Para retirarlo se vuelve a coger el transportador plástico del smartpeg® y lo coloca sobre él y lo desenrosca del implante en sentido anti horario.

Para el mismo implante el operador toma otro smartpeg® del mismo tipo que el anterior, a este le llamare smartpeg número 2 y mediante el transportador plástico lo atornilla al implante de forma manual como hemos referido anteriormente en sentido horario, una vez fijado al implante se retira el transportador y procede a medir la estabilidad con el Osstell® Mentor®, colocando el puntero primero por mesial que será la del

smartpeg® numero 2 – toma 3 mesial y después por distal que será la del smartpeg numero 2 – toma 3 distal anotando las medidas que aparecen en la pantalla led.

La finalidad de medir con dos smartpeg® del mismo tipo adecuado para el implante seleccionado pero distintos, es para asegurar que los registros son correctos, esto es debido a que con el uso continuo estos smartpegs pierden su capacidad magnética y por tanto el reflejo de la onda, con la toma duplicada por dos elementos diferentes asegura de que no han perdido sus propiedades de imán, en caso de existir una diferencia mayor del 5% entre ambas medidas procede como hemos explicado en el apartado en los otros dos apartados, toma un smartpeg® nuevo que se abrirá para esta tercera toma, si comprobará que la diferencia entre la segunda y la tercera toma también mantiene una diferencia de más del 5% entonces abriré otro smartpeg® nuevo, estas dos últimas tomas, la tercera y la cuarta se darán como buenas ya que corresponderán a dos dispositivos totalmente nuevos, desechando los dos primeros para sucesivas tomas.

Para medir los sucesivos implantes procede de la misma manera que para el primero y así sucesivamente con todos los implantes colocados en el presente estudio.

Al igual que en los casos anteriores se utilizarán los smartpegs específicos para cada implantes como detalla a continuación.

- Para el implante TSV de 3'7 mm Ø y 4'1 mm Ø el smartpeg® específico con referencia Type 3,
- Para los implantes TSV de 4,7 mm Ø y plataforma de 4'5 mm Ø el smartpeg específico es Type27
- Para los implantes SL de 3'8 mm Ø y 4'3 mm Ø la referencia es Type

- Para los implantes HI de 3'8 mm Ø, 4'2 m Ø y 4'8 mm Ø smartpeg® Type 1.

Cuando termina de medir la estabilidad se vuelve a colocar la prótesis al paciente, primero toma el pilar correspondiente a cada implante y lo coloca en su posición, que como explica el día de la prueba de pilares, lleva una marca que siempre estará orientada hacia vestibular, y con el destornillador de 1,25mm de diámetro y la llave de carraca, a través de la chimenea del pilar, atornilla el tornillo pasante en sentido horario a torque. Volvemos a colocar en la chimenea del pilar, una bolita de algodón y manteniendo seca la zona, el ayudante mezcla el cemento, como en el caso anterior, es un cemento temporal (Temp Bond) colocándolo en los bordes interiores de la corona o del puente, con una espátula para cementos. Antes de que el cemento endurezca, reposiciona la prótesis. Retira, una vez ha endurecido el cemento, el exceso y da por terminada la cita con el paciente.

5. Seguimiento post-quirúrgico.

Durante el estudio, los pacientes acudieron a las citas señaladas, sin ausentarse a ninguna. Se les ha ido realizando también un seguimiento radiológico, mediante radiografías periapicales y ortopantomografías, en el que no se han observado cambios significativos en los sucesivos registros. Debido a las exigencias del estudio en cuanto a mantenimiento e higiene, en cada visita se les realizó sondaje periimplantario con sondas de plástico, en el cual se les evaluaba el nivel de encía insertada, que en todos los casos era mayor de 2mm. En el periodo que duró el estudio, ningún paciente presentó alteración de los tejidos blandos, como mucositis o periimplantitis. No hubo complicaciones protésicas como despegamiento de las prótesis, aflojamiento de los tornillos de conexión pilar-implante, ni fractura de ninguno de los aditamentos protésicos.

6. Obtención de datos

Para este estudio va a utilizar el Osstell Mentor® (Osstell AB, Gamlestadsvägen 3B, SE 41502 Göteborg, Sweden). Es una máquina compuesta de dos partes, el emisor y el receptor en un mismo elemento y un transductor (pieza magnética). [15]. Se basa en el uso de la frecuencia magnética que se emite por el emisor, que se pone cerca pero sin tocar al transductor y el rebote de esta frecuencia es recibida por el analizador que está en el mismo elemento junto al emisor da la frecuencia de la resonancia que lo expone en una pantalla con led numérico.

Es un método no invasivo, objetivo y fiable que permite al clínico medir la estabilidad primaria de los implantes en el momento de su colocación y la estabilidad continuada de estos durante diferentes etapas de la osteointegración.

El transductor o Smartpeg®, es un imán que de color plateado y alargado que presenta dos porciones, en uno de sus extremos tiene una porción engrosada con un hexágono que es para todos igual y sirve para ajustar el transportador plástico, para llevarlo a boca y conectarlo al implante. El elemento que conecta con el implantes tiene una rosca externa, esta rosca es diferente entre los distintos smartpegs®, la razón es que este paso de espira es específico para cada modelo de implante en función de su paso de espira interno, como hemos comentado anteriormente se toma el transductor con el transportador plástico y se lleva a la parte de la rosca interna, colocada en medio de la parte más coronal del implante y se atornilla siguiendo el sentido de giro de las manecillas de un reloj hasta que note que está estable, una vez sucedido esto se retira el transportador y hay una parte que emerge por fuera del implante dental que incluye la porción vertical con el hexágono engordado para poderlo transportar.

La colocación del smartpeg® es solo una de las necesidades para evaluar el nivel de estabilidad del implante dental, la otra es la máquina que como he comentado tiene el elemento emisor y el receptor, esto es una

caja que tiene un botón de encendido una vez que lo conecta se enciende un led y emite constantemente la frecuencia, cuando acerca el emisor al smartpeg® sin tocarlo para no interferir en su movimiento en la posición que desee tomar la medida, este cuando recibe el rebote de la onda de emisión, fija un numero en el led de la pantalla, este número que se mide en sistema centesimal, siendo 0 nada de estabilidad y 100 la máxima estabilidad, indica que grado de estabilidad tiene el implante dental incluido en el hueso, esta medida sería la que anotaríamos en nuestra historia clínica y es valiosa tanto en estudios en vivo como en in vitro, cuando se utiliza para registrar cambios en la estabilidad del implante. [16]

6.1. Características de las medidas

Debido a que el smartpeg® es un elemento imantado, podría darse el caso de que este elemento no tuviera la suficiente exactitud en el presente estudio, y la empresa comercial recomienda retirarlo para cada paciente, he optado por la siguiente técnica de medida de la estabilidad de los implantes dentales, en cada paciente las medidas se realizan con dos smartpegs® diferentes, sorteados al azar, para ello, en cada caja de smartpegs® vienen 5 elementos nuevos, así para un mismo paciente se toman dos transductores y se registran las medidas por el mismo operado en la misma posición en dos tiempos distintos de la misma fase, esto quiere decir, que el día de la cirugía para un implante dental el operador coloca el primer smartpeg® en el implante y toma las medidas de estabilidad en los lugares correspondientes al estudio, tomando y registrando todo el resto de medidas referidas al primer implante dental, cuando ha terminado este proceso, desenrosca el transductor y lo vuelve a roscar en el mismo implante y con este primer transductor vuelve a tomar las medidas en las mismas posiciones que anteriormente por lo que con el primer smartpeg® duplica las medidas, esto sirve para conocer si el registro es correcto y no hay interferencias en las medidas con la colocación del smartpeg®, lo que suele ocurrir es que las medidas primera y segunda realizadas con smartpeg® en dos tiempos

diferentes sobre el primer implante son idénticas por tanto se puede asegurar que el dato es objetivo, por lo que se dan por válidas, siempre y cuando cumplan los criterios del estudio que estaba el desechar aquellas medidas que tuvieran más de un 5% de diferencia, o sea que tuvieran dos datos con más de 5 puntos porcentuales de distancia. Cuando el operador ha terminado el proceso con el primer smartpeg lo retira y coloca un segundo transductor en el mismo implante, volviendo a registrar nuevamente todas las medidas en las posiciones del estudio, anotándolas nuevamente en la ficha correspondiente, vuelve a realizar la maniobra de retirada y nueva puesta de este smartpeg para evaluar la exactitud de las medidas con el mismo elemento teniendo los mismos criterios de inclusión de los datos que no pueden diferir más de un 5%, registradas las dos medidas con diferentes smartpegs® se obtienen unos datos y se hace la media en cada una de las posiciones del primer smartpeg® y del segundo smartpeg®, se comparan las medidas de ambos y cuando se observa que la distancia entre el primer y segundo smartpeg® es de más de cinco puntos porcentuales se toma un tercer transductor para registrar las medidas, esta observación sucedió en 5 ocasiones en 5 implantes distintos, lo que podría indicar la pérdida del magnetismo de uno de los elementos, si esto sucede el transductor correspondiente es comprobado fuera del estudio su capacidad de medida en comparación con el resto de los transductores del estudio, para ello se tienen unos fantasmas con los diversos implantes colocados y en los cuales se han registrado el primer día del estudio el índice de estabilidad de los mismos, para ello una vez colocadas replicas de los implantes en costilla de vaca, se toman todos los smartpegs® de ese implante y se van colocando 1 a 1 roscados en el implante y se registran las medidas por mesial y distal, se dan por buenos los smartpegs® cuando los datos obtenidos de todos ellos en las cada una de las medidas no difieren más de dos puntos porcentuales entre ellos.

Los resultados obtenidos de las tomas de registros pueden ser almacenados en la memoria y posteriormente transferidos al ordenador.

El kit del Osstell mentor contiene:

- a. Osstell mentor®.
- b. Batería.
- c. Sonda conectada directamente o mediante un cable al osstell®.
- d. Cable USB.
- e. TestPeg®: Es un SmartPeg® unido a un bloque de plástico. Se puede usar para practicar medidas y para evaluar el instrumento Osstell®.
- f. Transportador para conectar el smartpeg al implante.
- g. Smartpeg®; Pieza imantada que va atornillada al implante. Cada sistema de implantes tiene un modelo específico.

1ª medida: Coeficiente de estabilidad en el momento quirúrgico.

Antes de colocar el tornillo de cierre, mediante Osstell mentor® medimos el coeficiente de estabilidad en el momento de la cirugía obteniendo así la estabilidad primaria del implante. Los Smartpegs® utilizados son específicos para cada implante (*Tabla 6*). Se atornilló el Smartpeg® al implante con transportador manual y se realizaron dos medidas en las dos orientaciones del espacio, mesiodistal y vestíbulo lingual perpendicular al Smartpeg®, como indica el fabricante. Cada una de las mediciones se realizan dos veces con Smartpegs® diferentes para verificar que la medida y el funcionamiento del transductor es el correcto.

	3.8	4.3	3.7	4.1	4.7	4.2	4.8
Camlog	Type 23						
Zimmer			Type 3		27		
Avinent						Type 1	

Tabla 6. Referencias de los Smartpegs®

2ª medida: Coeficiente de estabilidad Segunda fase quirúrgica.

Una vez retirado el tornillo de cierre, atornilla el Smartpeg® con el transportador y medimos con el Osstell Mentor® en las dos orientaciones del espacio mesiodistal y vestíbulo lingual/palatino. Realiza dos mediciones por cada orientación con Smartpeg® diferentes para comprobar el correcto funcionamiento del transductor. El operador, en todas la mediciones, es el mismo. Una vez finalizada la toma de registros, se retira el Smartpeg® y se coloca pilar de cicatrización.

En la técnica quirúrgica con colgajo sin desplazamiento de tejidos no fue necesario realizar sutura, para la técnica de reposición apical, sutura con puntos simples con seda trenzada no reabsorbible de 3/0 y aguja de 3/8 con sección triangular.

3ª medida. Coeficiente de estabilidad tras tres meses sometidos a carga protésica los implantes.

Una vez transcurridos tres meses desde la colocación de la prótesis, se mide el coeficiente de estabilidad para ver si la carga oclusal influye positiva o negativamente en los implantes.

Retira las prótesis y desatornilla los pilares utilizando la llave dinamométrica en sentido inverso.

Atornilla el Smartpeg® con el transportador manual y medimos con el Osstell Mentor®, utilizando el mismo protocolo de actuación, anteriormente mencionado.

Una vez obtenido el coeficiente de estabilidad en unidades ISQ, volvemos a colocar el pilar y la prótesis.

7. Situación Actual de los implantes.

A 18 meses de colocados los implantes, no existe ningún fracaso. Con respecto a la prótesis, en la última revisión, mediante control radiográfico se observó buen ajuste al pilar. Hueso residual sin variaciones visibles radiográficamente.

8. Criterios De Inclusión:

- Pacientes mayores de 18 años.
- Restauraciones sobre implantes individuales o en puente.
- Hueso suficiente para implantes de al menos 11 mm de longitud y 4 mm de diámetro.
- Torque de inserción mayor a 30 Ncm. para que los implantes tengan suficiente estabilidad
- No tejido de granulación o signos agudos de infección en la zona a implantar.
- No signos patológicos de seno maxilar cuando se coloquen en parte postero-superior del maxilar.
- Higiene oral apropiada.
- Pacientes ASA I o II
- Sólo aquellos pacientes que hayan firmado el consentimiento informado.
- Oclusión opuesta con dientes naturales o restauraciones fijas.
- Deben de haber transcurrido al menos 3-4 meses desde la extracción del diente a reemplazar.
- Relación corona/implante no mayor a 1:1.
- Cantidad de encía en la zona de los implantes mayor de 3mm de altura y 2 mm hacia vestibular medido desde la línea media del reborde óseo.
- Distancia mínima a estructuras anatómicas comprometidas, de 2mm.

- Debe existir espacio suficiente mesiodistal para que haya 1,5mm de distancia entre implante y diente y 3 mm entre implantes.

9. Criterios de exclusión.

- Expectaciones no realistas.
- Pacientes con enfermedades autoinmunes.
- Pacientes con enfermedades metabólicas o sistémicas que puedan afectar a la curación ósea o de tejidos blandos.
- Abuso de drogas/alcohol.
- Pacientes a los que no se les pueda realizar el seguimiento.
- Pacientes con problemas psiquiátricos.
- Pacientes que han recibido terapia de radiación de cabeza o cuello o que presenten neoplasias.
- Fumadores de más de 10 cigarros/día.
- Pacientes que han requerido un aumento de hueso en la zona quirúrgica.
- Pacientes bruxistas severos y pacientes con hábitos parafuncionales.
- Pacientes diabéticos mal controlados.
- Pacientes con problemas de coagulación.
- Mujeres embarazadas o lactantes.
- Menos de 2mm de hueso residual a la cresta vestibular y lingual.
- Pacientes portadores de sobredentaduras.

Análisis estadístico.

Introducción

Se va a proceder al estudio estadístico en dos etapas diferenciadas:

Etapla 1: Análisis descriptivo de los datos.

Según la estructura de las experiencias, los datos, de forma inicial, están separados en bloques diferenciados que, según va avanzando el proceso, se irán agrupando en diferentes categorías.

El análisis estadístico se ha realizado utilizando las herramientas de cálculo fiables facilitados por el programa SPSS© de IBM y algunos gráficos y tablas con EXCEL©.

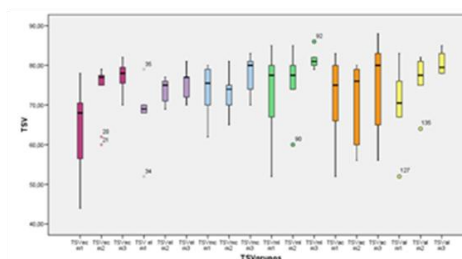


Fig. 162. Diagrama de cajas representativo de la media aritmética de los coeficiente de estabilidad registrados en el implante

En el estudio descriptivo se hace hincapié en los estadísticos básicos: Media, Mediana, Desviación típica o estándar y error típico.

Los datos sobre la media aritmética están expresados mediante un intervalo de confianza al 95%, donde se incluye el límite inferior y superior de dicho intervalo.

Para expresar los resultados se han expuesto de forma gráfica los valores anteriores mediante dos tipos básicos de diagramas:

- De cajas: Donde la línea central

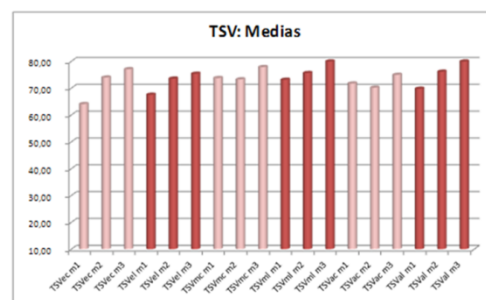


Fig. 163. Diagrama de barras representativo de la media aritmética de los coeficiente de estabilidad registrados en el implante

Análisis Estadístico

- corresponde al valor de la mediana de cada subconjunto de medidas, destacando asimismo los posibles valores atípicos y extremos que pudieran haberse dado (*Fig. 162*).
- De barras: Para expresar la media aritmética de cada variable de datos. (*Fig. 163*)

Etapas 2: Análisis comparativo de datos.

Todos los estudios de comparación se realizan en base a un nivel de significación del 5% (error $\alpha = 0,05$)

Para efectuar las comparaciones se aplican las siguientes técnicas estadísticas:

- Todos los cálculos de comparación están basados en test de hipótesis, sustentados por la suposición de que los datos siguen una tendencia de distribución normal; para ello, se someten a unas pruebas de contraste de normalidad. Se han utilizado dos tipos de pruebas en este sentido:
 - Prueba de Kolmogorov – Smirnof.
 - Prueba de Saphiro Wilks.
- La mayoría de los datos han pasado las dos primeras pruebas de normalidad, y en aquellos en que la prueba resulta negativa, se usa una prueba de comparación no paramétrica (que no presupone un tipo de distribución inicial) y en éstas, las comparaciones realizadas no dan diferencias significativas. (Prueba de la U de Mann – Whitney).
- En las comparaciones de los datos con tendencia normal se ha usado la técnica de comparar medias mediante la prueba T para muestras independientes. Esta prueba está basada en la comparación de dos muestras usando la distribución t de Student que es especialmente

útil para muestras pequeñas. Se trata de una prueba de contraste en la que se toman dos hipótesis:

- La hipótesis nula: En la que se indica que la diferencia de las medias de las dos muestras comparadas es nula
- La hipótesis complementaria: que expresa que dicha diferencia no es nula.

Esto puede expresarse de otra forma: Si la hipótesis nula se verifica en una comparación, podemos concluir con que no hay evidencias de que existan diferencias significativas entre los datos comparados, en caso contrario podemos afirmar que sí existen diferencias significativas.

- Para comparaciones múltiples se ha usado el procedimiento ANOVA de un factor.
- Por las características de las propias medidas nos hemos inclinado por tomar los resultados basándonos en la suposición de que existía igualdad de varianzas entre las diferentes poblaciones. (Puede observarse en los cuadros de comparaciones detallados en los resultados, que el considerar que las varianzas no son iguales apenas altera el valor de los resultados).
- Se utiliza un nivel de significación del 5%. Este valor lo utilizamos para expresar el resultado de aplicar el test de hipótesis a cada comparación. El resultado de un test puede resumirse básicamente de dos maneras:
 - El Valor-p: Es un indicador que podemos interpretar de la siguiente forma:
 - Si $\text{Valor-p} < 0,05$ el resultado de la comparación puede considerarse como que “existen diferencias significativas”

- Si Valor-p > 0,05 el resultado puede considerarse como que “No hay diferencias significativas”. En este caso se aconseja usar prudencia en la interpretación, sobre todo en aquellos valores que están próximos al valor 0,05. En cualquiera de los casos lo más aconsejable es utilizar el intervalo de confianza para la diferencia de las medias.
- Intervalo de confianza para la diferencia de medias. Este intervalo nos informa de forma directa del resultado de la comparación.
- Para la correcta interpretación del intervalo de confianza de la diferencia de medias se deben observar sus valores extremos; cuando estos son ambos positivos o ambos negativos, es que existen diferencias significativas entre dichos datos (el Valor-p será menor que 0,05). Lo que se ha observado con mayor frecuencia es que los extremos de estos intervalos tenían signos opuestos. En el supuesto de que un intervalo, a pesar de tener los extremos signos opuestos, fuese de la forma, por ejemplo (-12,30 ; 0,27), lo que se está expresando es que la primera medida comparada es casi siempre menor que la segunda (de ahí la abundancia de valores negativos respecto a los positivos). En estos casos, se observará que el Valor-p está muy próximo al nivel crítico de significación (0,05) y tomar la decisión de inclinarse sobre la significación o no significación de las diferencias es algo arriesgado.

Resultados

Una vez realizadas las medidas de la estabilidad de todos los implantes dentales, en el momento de la cirugía de colocación, en la 2ª fase quirúrgica y a los 3 meses de estar sometidos a cargas protésicas, siguiendo la técnica descrita en el capítulo “pacientes y métodos” con el Osstell mentor. Los datos de los registros obtenidos se colocan en la tabla de resultados como se explica a continuación.

Para la confección de las tablas se han dividido los datos según la empresa comercial para que sea más fácil de identificar los valores.

1. Grupo 1 Taper Screw Vent de Zimmer: TSV

La tabla se va a dividir en 6 columnas:

En la primera columna se especifica el número de orden de la colocación de los implantes dentales en los pacientes, representado en la tabla especificada en pacientes y métodos, para identificar en el orden que se colocaron.

En la segunda columna se especifica el diámetro del implante, que será ancho, medio o estrecho.

En la tercera columna irá especificado la longitud del implante que se ha utilizado, usando la nomenclatura de largo, medio o estrecho.

En la cuarta columna, irán posicionados los valores de coeficiente de estabilidad medidos durante la cirugía, la cual se denominados como Medida 1 que se tomaron como se ha explicado anteriormente, una vez colocado el implante y antes de colocar el tornillo de cierre y suturar.

- 1.1 Coeficiente de estabilidad primaria: El cálculo del coeficiente de estabilidad en el momento de la colocación del implante se hace midiendo el implantes con el smartpeg, que como se explicó es un

Resultados

dispositivo metálico imantado que va atornillado al implante de forma manual mediante un transportador de plástico. Se debe de recordar que cada diseño de implante tiene un modelo de smartpeg específico, este no se puede intercambiar entre ninguno de los sistemas utilizados para este estudio, además de necesitar el smartpeg para poder realizar la lectura de la estabilidad de los implantes dentales, se utiliza el aparato Osstell mentor, que consiste en un dispositivo inalámbrico que contiene una antena emisora de ondas electromagnéticas que estimulan al smartpeg, una vez lanzada la onda esta antena recoge las oscilaciones de dicho dispositivo traduciéndolas a un valor numérico sexagesimal, que aparece en la pantalla Led del Osstell Mentor. Este número es el que se va a anotar en la tabla, cuya unidad es ISQ.

- 1.2. Coeficiente de estabilidad en 2ª fase quirúrgica: En la quinta columna va especificado el coeficiente de estabilidad tomado durante la 2ª fase quirúrgica, que se denominados Medida 2. Se cita al paciente para el descubrimiento del implante y colocarle en pilar de cicatrización para el modelado de los tejidos blandos. Una vez el paciente está anestesiado, se hace una incisión sobre la zona donde está el implante, el diseño de esta incisión es importante, ya que tiene que ser lo suficientemente amplia para que cuando se coloque el smartpeg este no esté en contacto con la encía. Ya separados los colgajos con periostotomo, con el destornillador de hexagonal de 1.25 mm de diámetro se acopla al hexágono labrado en el tornillo de cierre y se aflojo girando este en sentido contrario a las agujas del reloj. Cuando ya está fuera de boca, se toma el smartpeg y de forma manual y con el transportador se lleva sobre la conexión del implante atornillando con una fuerza de 10 N. Se retira el transportador de plástico y se acerca la antena que tiene el Osstell Mentor en la parte superior, desde vestibular y siempre perpendicular al smartpeg. Cuando el Osstell Mentor emite un pitido prolongado, significa que la

Resultados

medida de la estabilidad ha finalizado, apareciendo en la pantalla del Osstell un número, este es el dato que se anota en la quinta columna de la tabla. Ahora en este momento, cuando ya se ha retirado el smartpeg del implante con ayuda del transportador de plástico, se toma el pilar de cicatrización junto con el destornillador hexagonal y se lleva a boca y lo se atornilla al implante, finalizando con la sutura de los colgajos.

- 1.3. Por último en la sexta columna se colocan los datos obtenidos a los tres meses de estar colocada la prótesis, que se denominan Medida 3. Se tuvo que descementar las coronas utilizando bien un martillo de Black o los fórceps protegiendo las coronas con gasas para evitar que se fracturase la porcelana. Para retirar los pilares, se toma un destornillador hexagonal de 1.25 mm de diámetro e introducirlo en la chimenea del pilar hasta que quedó ajustado al hexágono del tornillo y aflojarlo girando éste en sentido contrario a las agujas del reloj con ayuda de una llave dinamométrica. Cuando se retira el pilar de la boca y queda expuesto el implante, se atornilla de forma manual el smartpeg con el transportador de plástico girando este en sentido de las agujas del reloj, una vez esté estable, se enciende el Osstell Mentor y se acerca la antena que tiene en la parte superior del aparato desde vestibular y perpendicular al dispositivo metálico. Una vez el registro ha finalizado, el Osstell mentor emite un sonido, quedando en la pantalla del aparato un número, que será el coeficiente de estabilidad del implante medido en unidades ISQ, este número es el que se anota en la última columna, como se puede ver en la tabla correspondiente. Una vez anotado el coeficiente de estabilidad y comprobado que la medida es la correcta, se retira el smartpeg® de igual forma que se colocó, se lleva el pilar de prótesis a boca para posicionarlo en el implante y con el destornillador anteriormente descrito y girando en sentido de las agujas del reloj hasta el torque que indica la casa comercial. Se vuelve a poner algodón dentro de la

Resultados

chimenea de entrada del tornillo de la prótesis para evitar que entre el cemento y dificulte las futuras retiradas de pilar. Se mezcla el cemento provisional a base de eugenol de la marca Temp Bond® y con una espátula se aplica a la corona para llevar a ésta a su posición.

NÚMERO DE DIENTE	DIÁMETRO	LONGITUD	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
1	MEDIO	CORTO	62	69	74
2	ANCHO	LARGO	67	81	83
3	ANCHO	CORTO	66	67	70
4	MEDIO	LARGO	80	74	82
7	ESTRECHO	LARGO	52	77	77
8	MEDIO	LARGO	85	85	86
9	ESTRECHO	CORTO	69	77	76
12	MEDIO	CORTO	80	81	81
13	ESTRECHO	CORTO	69	77	76
18	ANCHO	LARGO	73	82	80
19	ANCHO	CORTO	70	57	65
20	MEDIO	CORTO	80	74	75
21	MEDIO	LARGO	76	80	82
22	ANCHO	CORTO	75	77	83
23	MEDIO	LARGO	67	75	80
24	ANCHO	LARGO	83	75	85
25	ANCHO	CORTO	81	80	80
27	ESTRECHO	LARGO	79	76	77
28	MEDIO	CORTO	75	70	70
29	ESTRECHO	CORTO	58	78	72
30	MEDIO	CORTO	70	74	80
31	MEDIO	CORTO	76	65	82
32	MEDIO	CORTO	79	75	80
33	MEDIO	LARGO	52	80	79
34	ANCHO	LARGO	52	80	79
35	ANCHO	CORTO	52	60	65
42	ESTRECHO	LARGO	68	75	81
43	ANCHO	CORTO	80	80	83
44	ESTRECHO	LARGO	69	71	70
45	MEDIO	LARGO	79	60	80
48	ANCHO	CORTO	63	56	56
49	ESTRECHO	CORTO	78	79	75
50	ANCHO	CORTO	76	79	88
51	ANCHO	CORTO	83	76	85
52	ESTRECHO	CORTO	55	76	79
53	ESTRECHO	LARGO	70	69	72
54	ESTRECHO	CORTO	68	77	82
55	ESTRECHO	CORTO	72	78	80
57	ESTRECHO	CORTO	44	75	78
58	ANCHO	CORTO	46	62	70
59	ANCHO	LARGO	68	75	78
60	ESTRECHO	CORTO	78	60	79
68	ANCHO	LARGO	76	64	78
69	MEDIO	CORTO	73	80	83
75	ANCHO	CORTO	66	75	81
76	MEDIO	CORTO	77	70	73
77	ESTRECHO	CORTO	68	75	81

Tabla 7. Tabla resumen de los datos obtenidos en el estudio

Resultados

Al igual que en el apartado anterior, se realiza una tabla con seis columnas (*Tabla 8*). El número de implantes colocados SL es de 21. Así que en la primera columna se identifica el número de implante según el orden en el que se colocaron en los pacientes de forma aleatoria y que se detalla en la tabla 2. En la segunda columna se especifica el diámetro del implante en mm., ya que era el primer parámetro que se obtiene del implante a colocar.

2.1. Coeficiente de estabilidad en la primera cirugía: El implante es colocado siguiendo las indicaciones del fabricante mediante micromotor y contraángulo. Una vez el implante dental es colocado en la osteotomía realizada en su totalidad, se procede a medir el coeficiente de estabilidad primaria, colocando el smartpeg específico para dicho implante. Una vez atornillado correctamente al implante con el transportador de plástico y de forma manual, se posiciona el Osstell y se toma la medida desde vestibular y siempre perpendicular al smartpeg, se espera a que emita un pitido que indica que la lectura ha finalizado, apareciendo el valor en la pantalla Led del Osstell Mentor. Cada uno de estos valores es anotado en la cuarta columna de la tabla de registros de medidas. Cuando en la pantalla aparecen dos cifras, indica que una de las tablas óseas es más fina pudiendo ser la vestibular o la lingual, por lo que se debe elegir uno de estos dos números, siendo siempre el elegido el de menor valor como registro de la estabilidad.

2.2 Coeficiente de estabilidad en 2ª fase quirúrgica: En la quinta columna el valor que viene detallado es el que se obtiene durante la segunda fase quirúrgica, ya que todos los implantes utilizados para este estudio, en la primera cirugía quedan cubiertos por la encía queratinizada. Una vez el paciente es anestesiado localmente, se realiza una incisión lo suficientemente grande para que permita, cuando ya se ha quitado el tornillo de cierre, colocar el smartpeg en la conexión del implante de forma atornillada y que no tenga contacto con los tejidos blandos adyacentes para evitar distorsiones de la medida. Cuando ya se está seguro que el smartpeg está libre de todo contacto, se vuelve a colocar el

Resultados

Osstell mentor perpendicular a este para obtener la 2ª medida necesaria para este estudio. El pitido indica que la lectura está hecha y el número que se ve en la pantalla del Osstell, este es que se ha anotado en la quinta columna de nuestra tabla.

- 2.3. Coeficiente de estabilidad a los tres meses de colocada la prótesis: Por último, en la sexta columna aparece el coeficiente de estabilidad una vez pasados tres meses de la colocación de la prótesis definitiva. Para poder realizar esta medida, se tuvo que cementar todas las prótesis de forma provisional para después poder removerlas, bien mediante el uso del tira puentes, dispositivo explicado en pacientes y métodos, o bien utilizando un fórceps, interponiendo entre este y la corona una gasa para evitar la fractura de la porcelana. Una vez retirada la prótesis, con una sonda periodontal se retira el algodón que se colocó en la entrada de la chimenea por donde pasa el tornillo que une el pilar al implante. Mediante una llave de carraca y un destornillador, se posiciona en el tornillo y mediante un movimiento contrario a las agujas del reloj, se afloja el tornillo y se retira el pilar. A continuación se atornilla el smartpeg con el transportador de plástico de forma manual girando en sentido de las agujas del reloj, una vez estable se acerca el Osstell mentor, que previamente se ha conectado, perpendicular y desde vestibular al smartpeg. Una vez realizada la lectura, el valor numérico obtenido es el que se anota en la columna Medida 3.

Resultados

NÚMERO DE DIENTE	DIÁMETRO	LONGITUD	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
5	ESTRECHO	LARGO	74	71	77
6	MEDIO	CORTO	78	64	80
26	ESTRECHO	CORTO	72	68	72
36	ESTRECHO	CORTO	66	70	70
37	MEDIO	LARGO	75	72	75
38	MEDIO	LARGO	73	75	74
47	ESTRECHO	CORTO	55	57	67
61	ESTRECHO	CORTO	64	62	74
62	ESTRECHO	CORTO	73	71	75
63	ESTRECHO	CORTO	64	76	75
64	MEDIO	CORTO	81	80	76
65	MEDIO	CORTO	73	61	80
66	ESTRECHO	CORTO	70	72	72
67	ESTRECHO	CORTO	70	75	69
70	MEDIO	CORTO	69	75	74
71	MEDIO	CORTO	74	72	69
72	ESTRECHO	CORTO	75	80	75
80	MEDIO	CORTO	75	72	69
81	ESTRECHO	CORTO	73	72	77
82	MEDIO	LARGO	75	75	74
83	MEDIO	CORTO	63	70	71

Tabla 8. Coeficiente de estabilidad de los implantes SL de Camlog.

3 Grupo 3, Hexágono interna de Avinent: HI

Como se ha explicado en los dos apartados anteriores, la tabla para este implante también se divide en seis columnas, en la primera el número de diente en el orden que se obtuvo por sorteo. En la segunda y la tercera columnas se refieren al diámetro y la longitud del los implantes colocados en milímetros, siendo posible tener tres tipos de diámetro; ancho, medio y estrecho, y de longitudes dos posibilidades; largo y corto. Las columnas tercera, cuarta y quinta corresponden a la toma de datos en el momento de la colocación del implante que son denominados. Medida 1, al registro de coeficiente de estabilidad en el día de la cirugía. Los datos obtenidos en la segunda fase quirúrgica, se denomina, medida 2. La última columna corresponde a los resultados obtenidos una vez cargados protesicamente los

Resultados

implantes con la prótesis pasados 3 meses, esta última se denomina medida 3.

3.1. Coeficiente de estabilidad primaria: Como se ha referido anteriormente en la cuarta columna se ha anotado los resultados de estabilidad primaria una vez colocado el implante, al igual en los dos sistemas de implantes anteriores, la osteotomía se realizó según determina la empresa comercial para posteriormente colocar el implante en el lecho óseo con contraángulo, terminando de colocarlo de forma manual con la llave de carraca hasta que este quede a nivel de la cresta ósea. Retirado el transportador del implantes y antes de colocar el tornillo de cierre y cerrar el colgajo, se atornilla al implante el smartpeg de forma manual con el transportador de plástico hasta que se note resistencia para seguir atornillándolo. Una vez estable el smartpeg y encendido el Osstell Mentor, éste se coloca desde vestibular y perpendicular al dispositivo imantado hasta que suene el pitido indicando que la medida a finalizado. El número que aparece en la pantalla, es el que se anota en la tabla, en la columna que corresponde a la medida 1.

3.2. Coeficiente de estabilidad: 2ª fase quirúrgica. Los resultados obtenidos son los que se anotan en la columna que corresponde a la Medida 2. Para tomarlos el paciente es sometido a una nueva cirugía, en la que el diseño del colgajo es muy importante ya que se tiene que tener en cuenta que éste no debe tocar el smartpeg durante el registro de los datos, así que la incisión debe ser lo suficientemente amplia para que permita separar los colgajos con facilidad. Realizada la incisión y despegado el colgajo con periostotomo, se toma el destornillados hexagonal de dimensión 1,25 mm de diámetro y se introduce en el hexágono labrado en el tornillo de cierre y se gira en sentido contrario a las agujas del reloj para retirarlo. Después de este paso se lleva el smartpeg y se atornilla a la conexión del implante, como se ha comentado anteriormente siempre de forma manual y con el transportador de plástico que va encajado en el hexágono que lleva el dispositivo en la zona coronal. Asegurando que no está en

Resultados

contacto con ninguna estructura excepto el implante, se acerca el Osstell mentor de la misma forma anteriormente explicada, esperando a que termine la lectura, es decir, hasta que suene el pitido. El dato numérico que aparece en la pantalla del Osstell Mentor es lo que se anota en la columna que corresponde a la Medida 2.

3.3 Coeficiente de estabilidad tres meses después de colocar la prótesis: La última medida registrada en este estudio es la que se hace pasados tres meses desde la colocación de la prótesis sobre los implantes. Se cita al paciente y mediante tirapuentes o fórceps, se retiran las coronas, ya que estas había que descementarlas puesto que se pegaron con cemento provisional de la marca Temp Bond®. Se retira con una sonda de exploración los restos de cemento que quedaron pegados a los pilares y el algodón que se puso en la chimenea de entrada del tornillo que conecta el pilar con la conexión del implante. Se toma el destornillador hexagonal y se introduce por la chimenea del pilar hasta que queda acoplado en el hexágono del tornillo y se gira en sentido de las agujas del reloj con ayuda de la llave dinamométrica. Una vez aflojado el pilar, este se retira de la boca para poder medir el coeficiente de estabilidad. Se toma el smartpeg específico de este implante y con el transportador de plástico, se atornilla al pilar, se retira el transportador plástico, se acerca el Osstell Mentor a este dispositivo imantado sin tocarlo, desde vestibular y perpendicular a este. Una vez que se ha acercado al smartpeg, se espera que suene el pitido que indica que el registro ha finalizado. Se saca el Osstell Mentor de la boca y se comprueba en la pantalla Led del Osstell Mentor el número que aparece, que será el coeficiente de estabilidad del implante. En el caso de que aparezcan dos valores, indica que la densidad ósea es diferente entre la tabla ósea vestibular y lingual, el dato que se tiene que tener en cuenta es el número de menos valor. Este resultado es el que se anota en la última columna representada en la tabla 9. Una vez realizada esta acción, se vuelve a atornillar el pilar sobre el implante a torque recomendado por la empresa fabricante con

Resultados

ayuda de la llave dinamométrica. Se introduce dentro de la chimenea del pilar una bola de algodón para evitar la entrada del cemento. Se mezcla el cemento y con una espátula se coloca en el interior de la corona, posicionándola ésta en su lugar correspondiente, retirando los excesos con una sonda de plástico para evitar dañar el pilar.

NÚMERO DE DIENTE	DIÁMETRO	LONGITUD	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
10	MEDIO	LARGO	74	77	84
11	MEDIO	CORTO	78	70	85
14	ESTRECHO	CORTO	76	70	76
15	MEDIO	LARGO	53	73	72
16	ANCHO	CORTO	67	70	68
17	MEDIO	CORTO	80	72	76
39	MEDIO	CORTO	81	80	81
40	MEDIO	LARGO	67	80	80
41	MEDIO	LARGO	77	83	83
46	ESTRECHO	LARGO	82	69	76
56	ANCHO	CORTO	82	75	80
73	ESTRECHO	LARGO	76	84	79
74	MEDIO	CORTO	77	83	72
78	ANCHO	CORTO	74	75	83
79	ANCHO	LARGO	66	71	70

Tabla 9. Coeficiente de estabilidad de los implantes HI de Avinent®

Se comprueba en tabla 10 la nomenclatura con la que se van denominando a cada empresa comercial de implantes dentales así como su diámetro y su longitud en mm.

	Diámetro/Longitud	Diámetro coronal mm. Ø	denominados
TSV Zimmer dental	Estrecho 3.7 mm. Ø	3.5	TSVe
	Medio 4.1 mm. Ø	3.5	TSVm
	Ancho 4.7 mm. Ø	4.5	TSVa
SL Camlog	Estrecho 3.8 mm. Ø	4.3	SLm
	Medio 4.3 mm. Ø	4.8	SLa
HI Avinent	Estrecho 3.8 mm. Ø	4.1	HLe
	Medio 4.2 mm. Ø	4.1	HLm
	Ancho 4.8 mm. Ø	4.1	HLa

Tabla 10. Correspondencia de la nomenclatura con las dimensiones del implante

Resultados

Para la longitud se utiliza las siglas “L” para denominar el implante largo de que corresponde a 11.5mm y “C” al implante corto para la longitud de 10 mm., en el lado derecho donde se indica el diámetro del mismo en mm.

1. Análisis descriptivo de los datos

1.1. Análisis descriptivo del Implante Taper Screw Vent.

Una vez finalizada la recolecta de datos y utilizando el mecanismo de estudio estadístico descrito en el apartado de “Pacientes y Métodos”, el implante TSV de diámetro 3,7 y 11.5 mm de longitud, que se denomina TSVec, ha dado una media en la medida 1, 2 y 3 con un valor de 64.09; 74.00; 77.09 unidades ISQ respectivamente. Para el implante de diámetro 3.7 mm y longitud de 13 mm que se denomina TSVel en las tres medidas una media de: 67.60; 73.60; 75.40 unidades ISQ. Para el implante de diámetro 4.7 mm con longitud de 11.5 mm que se llama TSVMc tiene un coeficiente de estabilidad de media para las tres medidas realizadas son: 73.80; 73.30 y 77.90 unidades ISQ y para los implantes de igual diámetro y longitud 13 mm que se denominados TSVml la media que se ha obtenido es de 73.17; 75.67; 81.50 ISQ en las tres medidas realizadas. Así para el implante de mayor diámetro que es el 4.7 mm y longitud 11.5mm denominados TSVac la media obtenida en las tres medidas realizadas es: 71.78; 70.22; 75.00 ISQ y por último los implante de 13 mm denominado TSVal la media obtenida es de: 69.83; 76.17; 80.50 respectivamente. La desviación típica para cada uno de los diámetros y longitudes viene especificada en la tabla 11. En el diagrama de cajas (*Fig. 162*) y de barras (*Fig.163*) vienen representadas las medias obtenidas de los implantes TSV.

Resultados

		Intervalo de confianza para la media al 95%				
		Media	Lim. Inf.	Lim. Sup.	Desv. Típ.	Error típ.
TSV ec	medida 1	64,09	56,20	71,98	11,74	3,54
	medida 2	74,00	69,59	78,40	6,56	1,98
	medida 3	77,09	74,59	79,59	3,73	1,12
TSV el	medida 1	67,60	55,48	79,72	9,76	4,37
	medida 2	73,60	69,33	77,87	3,44	1,54
	medida 3	75,40	69,94	80,85	4,39	1,96
TSV mc	medida 1	73,80	69,43	78,17	6,11	1,93
	medida 2	73,30	69,76	76,84	4,95	1,56
	medida 3	77,90	74,69	81,11	4,48	1,42
TSV ml	medida 1	73,17	60,62	85,71	11,96	4,88
	medida 2	75,67	66,60	84,73	8,64	3,53
	medida 3	81,50	78,86	84,13	2,51	1,02
TSV ac	medida 1	71,78	64,04	79,52	10,07	3,36
	medida 2	70,22	62,35	78,10	10,24	3,41
	medida 3	75,00	66,37	83,62	11,22	3,74
TSV al	medida 1	69,83	58,82	80,85	10,50	4,28
	medida 2	76,17	69,16	83,17	6,68	2,73
	medida 3	80,50	77,48	83,52	2,88	1,18

Tabla 11. Análisis descriptivo del coeficiente de estabilidad del implante TSV®

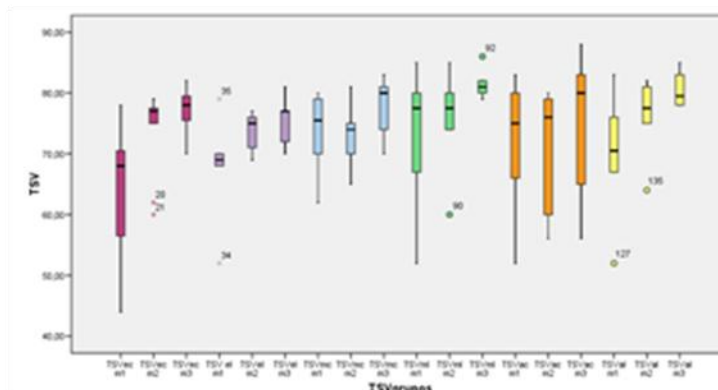


Fig. 162. Diagrama de cajas representativa de la media aritmética de los coeficiente de estabilidad registrados en el implante

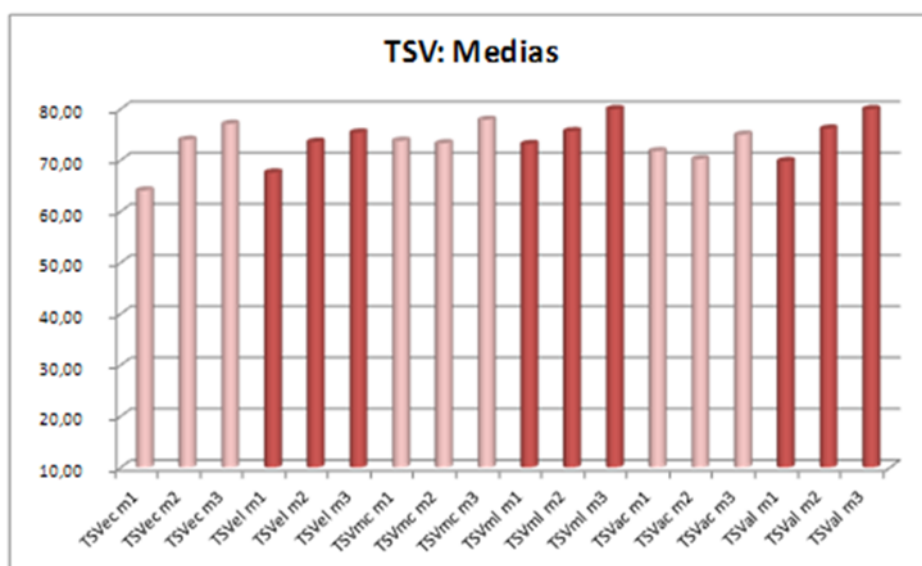


Fig. 163. Diagrama de barras representativa de la media aritmética de los coeficiente de estabilidad registrados en el implante

1.2 Análisis descriptivo de los implantes Screw Line de Camlog (SL)

Resultados

Analizados los datos utilizando el sistema de estudio estadístico descrito en el apartado de pacientes y métodos, el implante SL de diámetro 3.8 de diámetro y 11.5mm de longitud, que se denominados SLec, ha dado una media en la medida 1, 2 y 3 un valor de 68.20; 70.30; 72.90 unidades ISQ respectivamente. Para el implante de diámetro 3.8mm y longitud de 13mm que se denominados SLel no se ha podido calcular la media ya que solo hay un implante, no ha pasado la prueba de normalidad por ello se ha aplicado el estadístico Prueba de la U de Mann – Whitney. Para el implante de diámetro 4.3mm con longitud de 11.5mm que se llama SLmc tiene un coeficiente de estabilidad de media para las tres medidas realizadas de: 73.29; 71.57 y 74.71 unidades ISQ y para los implantes de igual diámetro y longitud 13mm que se denominados SLml la media que se ha obtenido es de 73.17; 75.67; 81.50 ISQ en las tres medidas realizadas. Así para el implante de mayor diámetro que es el 4.7mm y longitud 11.5mm denominados TSVac la media obtenida en las tres medidas realizadas es: 74.33; 74.00; 74.33 ISQ. La desviación típica para cada uno de los diámetros y longitudes viene especificada en la tabla 12. En el diagrama de cajas (*Fig. 164*) y de barras (*Fig. 165*) vienen representadas las medias obtenidas de los implantes SL.

		Intervalo de confianza para la media al 95 %				
		Media	Lim. Inf.	Lim. Sup.	Desv. Típ.	Error típ.
SL ec	medida 1	68,20	63,88	72,52	6,03	1,91
	medida 2	70,30	65,49	75,11	6,72	2,12
	medida 3	72,60	70,33	74,87	3,17	1,00
SL mc	medida 1	73,29	67,82	78,75	5,91	2,23
	medida 2	71,57	64,93	78,22	7,18	2,72
	medida 3	74,71	70,80	78,63	4,23	1,60
SL ml	medida 1	74,33	71,46	77,20	1,15	0,67
	medida 2	74,00	69,70	78,30	1,73	1,00
	medida 3	74,33	72,90	75,77	0,58	0,33

Tabla 12: Análisis descriptivo del implante SL®.

Resultados

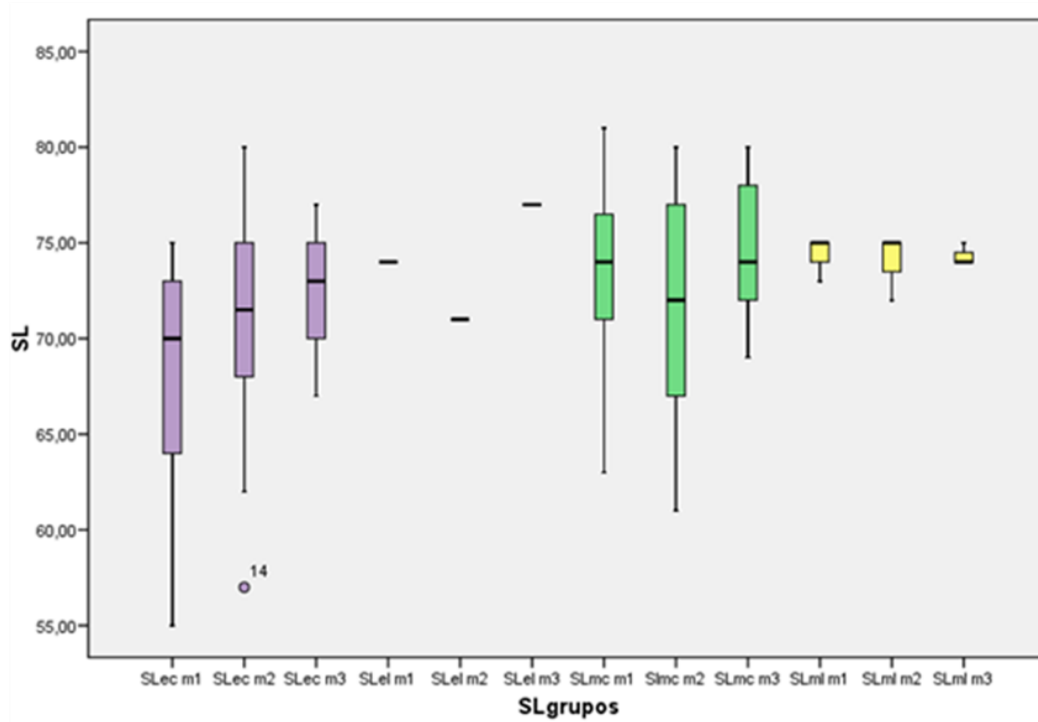


Fig. 164. Diagrama de cajas representativo de la media aritmética de los implantes SL en las tres medidas

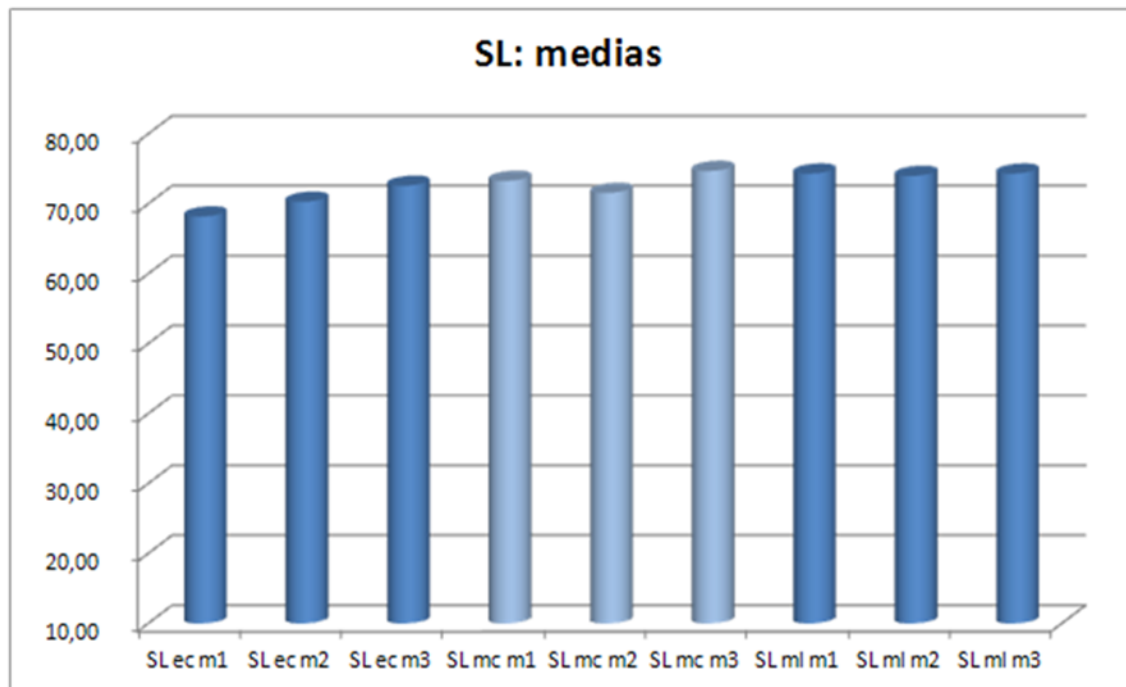


Fig. 165. Diagrama de barras representativo de la media aritmética de los implantes SL en las tres medidas.

Resultados

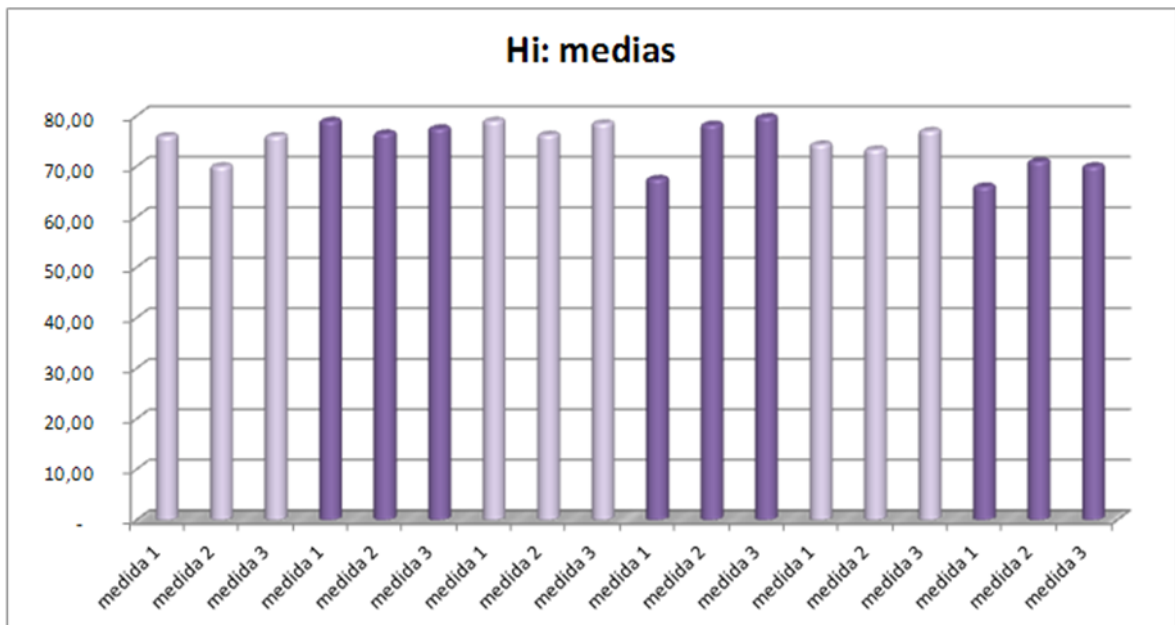
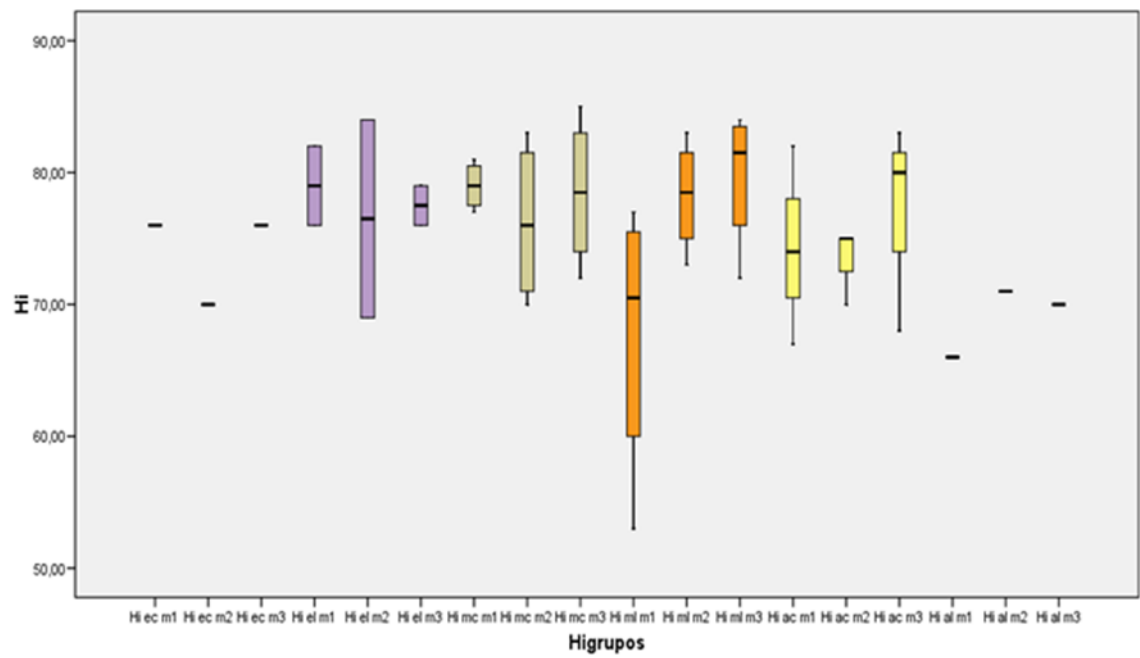
1.3 Análisis descriptivo de los datos del implante HI de Avinent.

La medias registradas para los implantes HI de Avinent representadas en la Tabla R6 son: el implante HI de diámetro 3.8 de diámetro y 11.5 mm de longitud, que se denominados HIec, ha dado una media en la medida 1, 2 y 3 un valor de 76.00; 70.00; 76.00 unidades ISQ respectivamente. Para el implante de diámetro 3.8 mm y longitud de 13 mm que se denominados HIel en las tres medidas una media de: 79.00; 76.50; 77.50 unidades ISQ. Para el implante de diámetro 4.2 mm con longitud de 11.5 mm que se llama HI mc tiene un coeficiente de estabilidad de media para las tres medidas realizadas son: 79.00; 76.25 y 78.50 unidades ISQ y para los implantes de igual diámetro y longitud 13 mm que se denominados HI ml la media que se ha obtenido es de 67.50; 78.25; 79.75 ISQ en las tres medidas realizadas. Así para el implante de mayor diámetro que es el de 4.8 mm y longitud 11.5mm denominados HI ac la media obtenida en las tres medidas realizadas es: 74.33; 73.33; 77.00 ISQ y por último los implante de 13 mm denominados HI al la media obtenida es de: 66.00; 71.00; 70.00 respectivamente. La desviación típica para cada uno de los diámetros y longitudes viene especificada en la tabla 13. En el diagrama de cajas (Fig.166) y de barras (Fig.167) vienen representadas las medias obtenidas de los implantes HI.

		Intervalo de confianza para la media al 95 %				
		Media	Lim. Inf.	Lim. Sup.	Desv. Típ.	Error típ.
Hi ec	medida 1	76,00	76,00	76,00	-	-
	medida 2	70,00	70,00	70,00	-	-
	medida 3	76,00	76,00	76,00	-	-
Hi el	medida 1	79,00	40,88	117,11	4,24	3,00
	medida 2	76,50	76,50	76,50	-	7,50
	medida 3	77,50	58,47	96,56	2,12	1,50
Hi mc	medida 1	79,00	76,09	81,91	1,83	0,91
	medida 2	76,25	66,32	86,18	6,24	3,12
	medida 3	78,50	69,45	87,55	5,69	2,84
Hi ml	medida 1	67,50	50,74	84,76	10,69	5,34
	medida 2	78,25	71,45	85,05	4,27	2,14
	medida 3	79,75	71,10	88,40	5,44	2,72
Hi ac	medida 1	74,33	55,69	92,98	7,51	4,33
	medida 2	73,33	66,16	80,50	2,89	1,67
	medida 3	77,00	57,28	96,72	7,94	4,58
Hi al	medida 1	66,00	66,00	66,00	-	-
	medida 2	71,00	71,00	71,00	-	-
	medida 3	70,00	70,00	71,00	-	-

Tabla 13: Análisis descriptivo de los datos de los implantes HI.

Resultados



Resultados

A continuación se muestran las tablas de los cálculos realizados para la comparativa entre las distintas variables contempladas en los objetivos para posteriormente en el apartado 3 de esta sección justificar cada una de estas comparativas específicamente con cada uno de los objetivos y su discusión. Estas tablas se van a dividir en 8 grupos.

Objetivo 1; Comparar si la longitud de los implantes tiene influencia en la estabilidad entre los diferentes implantes utilizados en los diferentes momentos de la cicatrización.

Los implantes dentales utilizados para el presente estudio son los Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV, Screw Line de Camlog® denominados SL y Hexágono Interno Avinent denominados HI.

Dentro de las características macroscópicas de los implantes dentales está la longitud del implante, en todos ellos e incluso entre implantes de la misma empresa puede variar, su valor se corresponde a lo que mide el implante dental desde el perfil más coronal hasta el otro extremo denominados ápice del implante, por tanto hay que indicar que los implantes dentales tienen cuatro medidas longitudinales del cuerpo, implantes de 8 mm, 10 mm, 11.5 mm, 13 mm y 16 mm en el caso de los TSV, en casi todos los sistemas de implantes son parecidas, en algunos de ellos cambian la medida de 8 mm por la de 7mm, la de 10mm por la de 9 mm y la de 11.5 mm por la de 11mm de longitud, como es en el caso de los implantes SL de Camlog, cuando la referencia es de los implantes HI de Avinent, las medidas son iguales a la de los implantes TSV a excepción el de 11.5 que es de 11mm de longitud.

Para realizar la comparativa con los implantes utilizados en el presente estudio, esta fueron similares para evaluar su grado de estabilidad y para poder compararse entre ellos. En todos los casos, la porción longitudinal del implante va a quedar en contacto con el hueso circundante en toda su circunferencia ya que se introducirá a la osteotomía realizada por

Resultados

la fresa final del sistema de implantes utilizado, que lleva una marca de longitud para colocar el implante correspondiente.

En el presente estudio de todas las medidas posibles se han tomado los implantes de 13 mm de longitud para los tres sistemas utilizados, esta medida estará denominada como implante largo, donde se colocará a la derecha de las siglas utilizadas para representar cada casa de implantes la letra “l” minúscula, en cuanto a la otra longitud utilizada que se denomina corta “c” va a ser la de 11.5 mm para los implantes TSV y de 11 mm para los implantes HI y SL.

Las comparativas de longitud se hacen entre los diferentes modelos de implantes para evaluar, en sus dos longitudes correspondientes implante largo y corto con igual diámetro.

No se establece comparativa entre longitudes similares de diferentes sistemas ya que estas no existen por ser idénticas en todos los casos.

Igualmente no se establece comparativa longitudinal entre los diferentes momentos de la osteointegración ya que la longitud de los implantes usadas siempre son las mismas, por todo ello y con la característica de la longitud de los implantes dentales seleccionados para el presente estudio se forman los grupos comparativos (Tabla 14).

	Longitud	Denominados	longitud	Denominados
TSV Zimmer dental	Corto 11.5mm	TSVec	Largo 13 mm	TSVel
	Corto 11.5 mm	TSVmc	Largo 13 mm	TSVml
	Corto 11.5 mm	TSVac	Largo 13 mm	TSVal
SL Camlog	Corto 11 mm	SLec	Largo 13 mm	SLel
	Corto 11 mm	SLmc	Largo 13 mm	SLml
	Longitud	Denominados.	longitud	Denominados.
HI Avinent	Corto 11 mm	HIec	Largo 13 mm	HIel
	Corto 11 mm	HImc	Largo 13 mm	HIml
	Corto 11mm	HIac	Largo 13mm	HIal

Tabla 14. Nomenclatura de los parámetros a estudiar.

Resultados

Por tanto se comparan los resultados obtenidos en cada uno de los tiempos de las medidas:

- En el momento de la colocación que es el tiempo 1, evaluando la estabilidad mecánica.
- En el momento del descubrimiento que es el tiempo 2 para evaluar la influencia de la osteointegración.
- En un tercer tiempo una vez habiendo recibido la carga y por tanto la reordenación ósea y su adaptación a las cargas prostodóncicas.

Con todas estas variables presentadas, y la mezcla de todas ellas harán la conformación de los grupos de estudio, intentando establecer los grupos comparativos de la siguiente manera para su estudio;

- **Tiempo 1;** En el momento de la colocación de los implantes dentales.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV,
 - 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 3.7 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVec– TSVel.
(Tabla15)
 - 4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 4.1 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVmc– TSVml.
(Tabla16)
 - 4.7 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 4.7 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVac– TSVal
TSVec vs. TSVel (Tabla17)

Resultados

Prueba de muestras independientes									
TSV_M1									
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error tip. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	1,089	,314	-,580	14	,571	-3,50909	6,04762	-16,47994	9,46176
No se han asumido varianzas iguales			-,624	9,370	,547	-3,50909	5,62099	-16,14844	9,13026

Tabla15. Datos obtenidos de comparar el implantes TSVec vs TSVel en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes									
TSV41_M1									
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error tip. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	3,011	,105	,142	14	,889	,63333	4,47306	-8,96042	10,22709
No se han asumido varianzas iguales			,121	6,598	,908	,63333	5,24944	-11,93476	13,20143

Tabla16. Datos obtenidos de comparar el implantes TSVmc vs TSVml en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

- Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 3.8 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HIec– Hiel. (Tabla18)
 - 4.2 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 4.2 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HImc– HIml. (Tabla19)
 - 4.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 4.8 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HIac– Hlal. (Tabla20)

Resultados

Prueba de muestras independientes

Hi38_m1

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	-.577	1	.667	-3,00000	5,19615	-69,02338	63,02338
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	-3,00000	.	.	.

Tabla18. Datos obtenidos de comparar el implantes HIec vs HIel en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

HI42_m1

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	4,529	,077	2,075	6	,083	11,25000	5,42179	-2,01665	24,51665
No se han asumido varianzas iguales			2,075	3,175	,125	11,25000	5,42179	-5,47908	27,97908

Tabla19. Datos obtenidos de comparar el implantes HImc vs HIml en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

HI422_m1

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	,962	2	,438	8,33333	8,66667	-28,95632	45,62299
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	8,33333	.	.	.

Tabla20. Datos obtenidos de comparar el implantes HIac vs HIal en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

- Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto versus 3.8 mm de Ø de 11 mm L denominados medio, SLec – SLel. (Tabla 21)
 - 4.3 mm Ø de 11 mm L denominados corto versus 4.3 mm de Ø de 11 mm L denominados medio, SLmc – SLml. (Tabla 22)

Resultados

Prueba de muestras independientes

SL38_m1

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	-.917	9	.383	-5,80000	6,32772	-20,11429	8,51429
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	-5,80000	.	.	.

Tabla21. Datos obtenidos de comparar el implantes Slec vs SLel en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

SL43_M1

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	2,264	.171	-.295	8	.776	-1,04762	3,55313	-9,24115	7,14591
No se han asumido varianzas iguales			-.450	6,952	.667	-1,04762	2,33042	-6,56597	4,47073

Tabla22. Datos obtenidos de comparar el implantes SLmc vs SLml en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

- **Tiempo 2;** En el momento del descubrimiento de los implantes dentales a los tres meses de la colocación.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV.
 - 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 3.7 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVec– TSVel. (Tabla23)
 - 4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 4.1 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVmc– TSVml. (Tabla24)
 - 4.7 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 4.7 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVac– TSVal. (Tabla25)

Resultados

Prueba de muestras independientes									
TSV M2									
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.865	.368	.127	14	.901	.40000	3,14894	-6,35381	7,15381
No se han asumido varianzas iguales			.160	13,457	.875	.40000	2,50382	-4,99055	5,79055

Tabla23. Datos obtenidos de comparar el implantes TSVec vs TSVel en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes									
TSV41 M2									
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	1,065	.320	-.704	14	.493	-2,36667	3,36207	-9,57758	4,84425
No se han asumido varianzas iguales			-.613	7,008	.559	-2,36667	3,85876	-11,48909	6,75575

Tabla24. Datos obtenidos de comparar el implantes TSVmc vs TSVml en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes									
TSV47 M2									
	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	4,725	.049	-1,248	13	.234	-5,94444	4,76452	-16,23756	4,34867
No se han asumido varianzas iguales			-1,361	12,999	.197	-5,94444	4,36901	-15,38320	3,49432

Tabla25. Datos obtenidos de comparar el implantes TSVac vs TSVAl en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

- Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 3.8 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HIec– Hiel. (Tabla26)
 - 4.2 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 4.2 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HImc– HIml. (Tabla27)
 - 4.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 4.8 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HIac– HIal. (Tabla28)

Resultados

Prueba de muestras independientes

Hi38_m2

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	-,500	1	,705	-6,50000	12,99038	-171,5584	158,55844
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	-6,50000	.	.	.

Tabla26. Datos obtenidos de comparar el implantes HIec vs HIel en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

Hi42_m2

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	2,526	,163	-,529	6	,616	-2,00000	3,78043	-11,25038	7,25038
No se han asumido varianzas iguales			-,529	5,306	,618	-2,00000	3,78043	-11,55150	7,55150

Tabla27. Datos obtenidos de comparar el implantes HImc vs HIml en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

Hi422_m2

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	,700	2	,556	2,33333	3,33333	-12,00884	16,67551
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	2,33333	.	.	.

Tabla28. Datos obtenidos de comparar el implantes HIac vs HIal en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

- Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto versus 3.8 mm de Ø de 11 mm L denominados medio, SLec – SLel. (Tabla29)
 - 4.3 mm Ø de 11 mm L denominados corto versus 4.3 mm de Ø de 11 mm L denominados medio, SLmc – SLml. (Tabla30)

Prueba de muestras independientes

SL38_m2

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	-,099	9	,923	-,70000	7,04517	-16,63729	15,23729
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	-,70000	.	.	.

Tabla29. Datos obtenidos de comparar el implantes Slec vs SLeI en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

Resultados

Prueba de muestras independientes

SL43_M2

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	3,517	,098	-,560	8	,591	-2,42857	4,33503	-12,42518	7,56803
No se han asumido varianzas iguales			-,839	7,333	,428	-2,42857	2,89381	-9,20884	4,35170

Tabla30. Datos obtenidos de comparar el implantes SLmc vs SLml en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

- **Tiempo 3;** a los tres meses de la colocación de su prótesis definitiva.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV,
 - 3.7 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 3.7 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVec– TSVel. (Tabla31)
 - 4.1 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 4.1 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVmc– TSVml. (Tabla32)
 - 4.7 mm Ø de 11.5 mm L denominados corto, versus 4.7 mm Ø de 13 mm L denominados largo, TSVac– TSVal. (Tabla33)

Prueba de muestras independientes

TSV_M3

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	,241	,631	,798	14	,438	1,69091	2,11910	-2,85411	6,23592
No se han asumido varianzas iguales			,747	6,756	,480	1,69091	2,26336	-3,70051	7,08233

Tabla31. Datos obtenidos de comparar el implantes TSVec vs TSVel en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

TSV41_M3

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	5,927	,029	-1,790	14	,095	-3,60000	2,01140	-7,91402	,71402
No se han asumido varianzas iguales			-2,058	13,988	,059	-3,60000	1,74929	-7,35215	,15215

Tabla32. Datos obtenidos de comparar el implantes TSVmc vs TSVml en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

Resultados

Prueba de muestras independientes

TSV47_M3

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	16,585	,001	-1,161	13	,266	-5,50000	4,73553	-15,73048	4,73048
No se han asumido varianzas iguales			-1,402	9,510	,193	-5,50000	3,92216	-14,30047	3,30047

Tabla33. Datos obtenidos de comparar el implantes TSVac vs TSVal en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

- Para los implantes Hexágono Interno Avinent.
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 3.8 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HIec– Hiel. (Tabla34)
 - 4.2 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 4.2 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HImc– HIml. (Tabla35)
 - 4.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto, versus 4.8 mm Ø de 13 mm L denominados largo, HIac– HIAL. (Tabla36)

Prueba de muestras independientes

HI38_m3

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	-5,77	1	,667	-1,50000	2,59808	-34,51169	31,51169
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	-1,50000	.	.	.

Tabla34. Datos obtenidos de comparar el implantes HIec vs Hiel en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

HI42_m3

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	,105	,757	-,318	6	,761	-1,25000	3,93436	-10,87703	8,37703
No se han asumido varianzas iguales			-,318	5,988	,761	-1,25000	3,93436	-10,88163	8,38163

Tabla35. Datos obtenidos de comparar el implantes HImc vs HIml en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

Resultados

Prueba de muestras independientes

HI422_m3

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	.764	2	.525	7,00000	9,16515	-32,43446	46,43446
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	7,00000	.	.	.

Tabla36. Datos obtenidos de comparar el implantes HIac vs Hlal en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

- Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø de 11 mm L denominados corto versus 3.8 mm de Ø de 11 mm L denominados medio, SLec – SLel. (Tabla37)
 - 4.3 mm Ø de 11 mm L denominados corto versus 4.3 mm de Ø de 11 mm L denominados medio, SLmc – SLml. (Tabla38)

Prueba de muestras independientes

SL38_m3

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.	.	-1,324	9	.218	-4,40000	3,32399	-11,91938	3,11938
No se han asumido varianzas iguales			.	.	.	-4,40000	.	.	.

Tabla37. Datos obtenidos de comparar el implantes SLec vs SLel en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

SL43_M3

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	5,358	.049	.150	8	.884	.38095	2,53658	-5,46841	6,23032
No se han asumido varianzas iguales			.233	6,496	.823	.38095	1,63369	-3,54372	4,30563

Tabla38. Datos obtenidos de comparar el implantes SLmc vs SLml en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

La conformación de estos grupos y longitudes de los implantes dentales servirá para establecer si la discrepancia entre las diferentes longitudes de los implantes con iguales diámetros corporales y características microscópicas y macroscópicas es un factor diferencial de

Resultados

estabilidad de los implantes dentales en los diferentes tiempos de cicatrización ósea. Dados los resultados obtenidos en el estudio estadístico y no existir diferencias estadísticamente significativas entre las distintas longitudes de los distintos sistemas de implantes, se puede inferir que la longitud no es un factor determinante de la estabilidad, ni en el momento de la colocación como durante la remodelación ósea o una vez establecido el entramado óseo.

Otro parámetro a estudiar es la evolución del coeficiente de estabilidad desde que este es colocado en boca hasta que está sometido a cargas protésicas. Debido a que la longitud no es determinante del coeficiente de estabilidad de los implantes, estos los vamos a agrupar por diámetros siendo TSVe el implante estrecho de 3,7mm., TSVm el implante medio de 4,1mm y TSVa el implante ancho de 4,7mm, así igual con los implantes de Avinent® H1e para el implante estrecho con diámetro 3,8mm, H1m para el implante medio de 4,2mm y H1a para el implante ancho de 4,8mm. Así para el implante SL de Camlog® se denominará SLe para el implante estrecho de 3,8mm y 4,3mm de diámetro implante medio SLm. Quedando los grupos de estudio de la siguiente manera.

Grupo1. Comparamos los implantes TSVe de Zimmer dental entre los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Los resultados obtenidos en este grupo son para el implante estrecho una media de 65,15 en el tiempo 1 y de 73,07 en el tiempo 2 siendo este aumento del coeficiente de estabilidad estadísticamente significativo, una vez se ha realizado la aposición celular sobre la superficie del implante con un $P=0.043$. Al comparar el coeficiente de estabilidad primaria con el coeficiente de estabilidad una vez establecida la osteointegración se observa un aumento de esta hasta conseguir de media 76,56 ISQ siendo este aumento

Resultados

estadísticamente significativo con un $P=.00$. Por último comparamos si desde que se establece la aposición ósea hasta una vez sometidos los implantes a carga, también hay un incremento de la estabilidad aunque este no es estadísticamente significativo siendo $P=.127$.

Grupo2. Comparamos los implantes TSVm de Zimmer dental® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Para los implantes de diámetro 4,1mm denominados diámetro medio, Hay un aumento de la estabilidad desde que estos son colocados en la osteotomía hasta la segunda fase quirúrgica con medias de 73.56 y 74.19 respectivamente, no siendo este aumento estadísticamente significativo con $P=.814$, en cuanto a los tiempos T1 y T3 el aumento que se produce hasta 79 unidades ISQ de media si es estadísticamente significativo con $P=.021$, así como el aumento que se produce entre la segunda fase quirúrgica y pasados tres meses de la colocación de la prótesis que si es estadísticamente significativo con un $P=.013$.

Grupo3: Comparamos los implantes TSVa de Zimmer dental® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

En cuanto el implante ancho, sigue el mismo patrón con los implantes de diámetros más pequeños en cuanto al aumento del coeficiente de estabilidad siendo para la medida correspondiente al tiempo 1 de media 71,00 y para el

Resultados

tiempo 2 de 72,60 no siendo estadísticamente significativo con $P=.65$. También hay un aumento del coeficiente de estabilidad desde el momento de la colocación de los implantes hasta una media de 77 una vez sometidos a cargas oclusales, sin ser estadísticamente significativo con $P=.85$. El aumento entre el tiempo 2 de medida y el tiempo 3 tampoco es estadísticamente significativo con $P=.18$.

A continuación vamos a comparar los implantes SL de la casa Camlog agrupándolos igual que en el caso anterior quedando de esta manera.

Grupo4. Comparamos los implantes SLe de Camlog en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Los implantes estrechos SL® de Camlog® sufren un aumento del coeficiente de estabilidad desde la colocación de estos hasta la segunda fase quirúrgica con una media de 68,36 y 70,36 unidades ISQ respectivamente no siendo estadísticamente significativa esta diferencia siendo $P=.542$. En la medida tomada una vez los implantes sometidos a cargas oclusales hay un incremento de la estabilidad con una media de 73 ISQ no siendo estadísticamente significativa con $P=.051$. El aumento del coeficiente de estabilidad desde que se descubren los implantes hasta pasados tres meses de la colocación de la prótesis definitiva no es estadísticamente significativo con $P=.237$.

Grupo5. Comparamos los implantes SLm de Camlog® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Resultados

Por el contrario de los resultados obtenidos hasta ahora, el implante de diámetro medio de 4,3mm. sufre una disminución del coeficiente de estabilidad desde el momento que es colocado hasta que se vuelve a medir durante la segunda fase quirúrgica siendo las medias obtenidas de 73,6 y 72,3 respectivamente, no siendo esta disminución del coeficiente de estabilidad estadísticamente significativo con $P=.60$, pero una vez este está sometido a cargas oclusales, la estabilidad sufre un incremento de 1 punto siendo la media de 74,60 no siendo estadísticamente significativo $P=.604$, de igual manera desde el descubrimiento de los implantes hasta la prótesis si hay un incremento de la estabilidad superando la estabilidad primaria como hemos visto no siendo significativos estos cambios con $P=.31$

Por último, vamos a comparar en los tres tiempos medidos los implantes HI® de la casa Avinent® quedando de la siguiente manera los grupos de estudio.

Grupo 6: Comparamos los implantes HIe de Avinent® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

El implante estrecho HI de la casa Avinent® sufrió una disminución del coeficiente de estabilidad desde su colocación hasta la medida 2 realizada durante el descubrimiento de los implantes con una media de 78 ISQ y 74 ISQ respectivamente no existiendo diferencias significativas entre ambas con $P=.523$, no recuperando el coeficiente de estabilidad inicial una vez sometidos a cargas con una disminución de 1 punto , por lo que desde que se realiza la medida en el tiempo 2 hasta el tiempo 3 hay un incremento de la estabilidad de 3 puntos no existiendo diferencias estadísticamente

Resultados

significativas con $P=.618$. Aún teniendo este patrón, el coeficiente de estabilidad es más alto que en los otros dos sistemas de implantes.

Grupo 7: Comparamos los implantes HIm de Avinent® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Sin embargo en el implante de diámetro medio, si hay un incremento del coeficiente de estabilidad de 73,37 a 77,25 ISQ no siendo estadísticamente significativo con $P=.318$ y llegando hasta 78 ISQ una vez finalizada la prótesis y han pasado tres meses de colocada en boca no siendo este incremento estadísticamente significativo con $P=.149$ y entre la medida realizada en el tiempo dos y la realizada en el tiempo 3 el incremento que experimentan los implantes no es estadísticamente significativo $P=.477$

Grupo 8: Comparamos los implantes HIa de Avinent® en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Para el implante ancho de Avinent® el coeficiente de estabilidad prácticamente no varía desde 72,25 ISQ a 72,75 ISQ desde la primera medida que se toma hasta la segunda fase quirúrgica donde se realiza la segunda medida, este incremento del coeficiente de estabilidad no es estadísticamente significativo con $P=.90$. Sin embargo una vez sometido a cargas oclusales aumenta este coeficiente de estabilidad del implante aumenta hasta 75,25 ISQ no siendo estadísticamente significativo con $P=.58$.

Resultados

Agrupamos los implantes por diámetros sin tener en cuenta la longitud y sin diferencia entre casas comerciales. Quedando el grupo de estudio de la siguiente manera.

Grupo 9: Comparamos los implantes estrechos en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Para todos los implantes de diámetro estrecho, hay un incremento del coeficiente de estabilidad de 67.76 ISQ en el momento de la cirugía hasta 72.63 ISQ medida que se toma en la segunda fase quirúrgica con $P=.02$. El coeficiente de estabilidad sigue aumentando hasta tres meses después de colocar la prótesis definitiva con una media de 75.30 ISQ siendo estadísticamente significativo este incremento tanto desde la medida realizada en el tiempo 1 con $P=.00$ y desde el tiempo dos con $P=0.049$

Grupo 10: Comparamos los implantes estrechos en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Para todos los implantes de diámetro medio, hay un incremento del coeficiente de estabilidad de 73.52 ISQ en el momento de la cirugía hasta 74.35 ISQ medida que se toma en la segunda fase quirúrgica con $P=.62$. El coeficiente de estabilidad sigue aumentando hasta tres meses después de colocar la prótesis definitiva con una media de 77.85 ISQ siendo estadísticamente significativo este incremento tanto desde la medida realizada en el tiempo 1 con $P=.006$ y desde el tiempo dos con $P=0.01$

Resultados

Grupo 11: Comparamos los implantes estrechos en los tres tiempos de medida.

- Tiempo 1 vs. Tiempo 2.
- Tiempo 1 vs. Tiempo 3.
- Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Para todos los implantes de diámetro ancho, hay un incremento del coeficiente de estabilidad de 71.26 ISQ en el momento de la cirugía hasta 72.63 ISQ medida que se toma en la segunda fase quirúrgica con $P=.63$. El coeficiente de estabilidad sigue aumentando hasta tres meses después de colocar la prótesis definitiva con una media de 76.78 ISQ no siendo estadísticamente significativo este incremento tanto desde la medida realizada en el tiempo 1 con $P=.06$ y desde el tiempo dos con $P=0.13$

Objetivo 2: Comparar si la discrepancia entre el diámetro corporal y coronal de los implantes dentales tiene influencia en la estabilidad en los diferentes momentos de la cicatrización.

Dentro de las características macroscópicas de los implantes dentales está el diámetro coronal de los mismos, en todos ellos e incluso entre implantes de la misma empresa puede variar este diámetro coronal del implante, su valor se corresponde a lo que mide el diámetro de la circunferencia de la porción más coronal del implante y que va a quedar en contacto con la cresta ósea en toda su circunferencia y expuesto hacia la boca cuando se coloca el implante en el interior del hueso. Está diseñado para retener los diferentes componentes protésicos y por todo ello es la zona receptora de la carga oclusal del paciente. En algunos de los casos es igual al diámetro corporal de los diferentes modelos de implantes utilizados y en otros casos es diferente, se debe de recordar que en este estudio se han utilizado implantes dentales de 3.7 mm. Ø denominados estrechos, 4.1 mm. Ø denominados medios y 4.7 mm. de Ø denominados anchos para los implantes dentales TSV en su porción corporal, pero en este sistema de

Resultados

implantes es diferente el diámetro del cuerpo del implante, al de la parte coronal del mismo siendo esta inferior en diámetro. Por ello hay una zona de transición entre el cuerpo del implante y la región más coronal del implante por el cambio de diámetro, ya que para este caso concreto del sistema de implantes TSV, los implantes de 3.7 mm. Ø y de 4.1 mm Ø tienen un diámetro coronal igual, en todos ellos es de 3.5 mm. Ø, mientras que los implantes de 4.7 mm. de diámetro tienen un diámetro coronal de 4.5 mm. Por tanto habrá que estudiar si esta variación entre el diámetro coronal y del cuerpo del implante tiene alguna influencia en la estabilidad de los implantes dentales en los diferentes tiempos de cicatrización de los mismos estableciéndose varios grupos como son;

Objetivo 2a.-Implantes Taper Screw Vent denominados TSV, de diámetro estrecho de 3.7 mm Ø y con un diámetro coronal de 3.5 mm Ø, se van a comparar con implantes también estrechos de otras marcas, como los implantes de 4.1 mm Ø de la misma empresa también tienen un diámetro coronal de 3.5 mm Ø, esto servirá para establecer si la discrepancia a igual diámetro coronal pero diferente diámetro corporal de los implantes dentales es un factor diferencial en las medidas de estabilidad de los mismos, de haber en el estudio estadístico diferencias significativas habría que definir, si es solo en por un motivo mecánico que se produce el día de la colocación de los implantes dentales al colocarlos sobre el lecho óseo, o tiene un fundamento biológico que se produce bien por aposición ósea que se produciría en el descubrimiento de los implantes o bien por una reordenación celular ósea por la carga a los tres meses de la misma, de no haber diferencias estadísticamente significativas se podrá inferir que el cambio de diámetro de la parte coronal a la corporal no influye en la estabilidad de los implantes dentales.

Por tanto se compararan los resultados obtenidos en cada uno de los tiempos de las medidas de la estabilidad del implante dental, en el momento de la colocación que es el tiempo 1, evaluando la estabilidad mecánica, en el

Resultados

momento del descubrimiento que es el tiempo 2 para evaluar la influencia de la oseointegración y en un tercer tiempo una vez habiendo recibido la carga y por tanto la reordenación ósea y su adaptación a las cargas prostodóncicas

- TSV 3.7 mm Ø y diámetro coronal de 3.5 mm. Ø, comparados con TSV 4.1 mm. Ø y diámetro coronal de 3.5 mm. Ø. (Tabla 39)
 - Tiempo 1.
 - Tiempo 2.
 - Tiempo 3.

Medida 1	Dif. medidas	95% de intervalo de confianza para diferencias		Nivel de significación	Resultado
		Inf.	Sup.	Valor-P	
TSVe-TSVm	-1.62	-8.12	4.87	0.62	No hay diferencias significativas
Medida 2					
TSVe-TSVm	1.43	-3.05	5.91	0.52	No hay diferencias significativas
Medida 3					
TSVe-TSVm	0.71	-3.17	4.58	0.72	No hay diferencias significativas

Tabla 39. Comparación entre los distintos diámetros con igual plataforma en las tres medidas.

Como no hay diferencias estadísticamente significativas entre los dos implantes de igual diámetro coronal, se hacen dos grupos: uno que engloba todos los implantes de diámetro coronal 3.5mm. y en otro grupo los implantes de diámetro coronal 4.5mm. Quedando los grupos a comparar de la siguiente manera.

- TSV 3,7mm y TSV 4.1mm de diámetro coronal 3.5mm. frente al implante TSV 4,7mm con diámetro coronal 4.5mm.
 - TSVem vs TSVa. Medida 1.
 - TSVem vs TSVa. Medida 2.
 - TSVem vs TSVa. Medida 3.

Los resultados obtenidos son que no hay diferencias estadísticamente significativas con un P=.617 en la medida 1, P=524 en la medida 2 y P=715.

Resultados

Sin embargo, cuando se ha estudiado los cambios de estabilidad que se producen durante el periodo de cicatrización y después de sometidos a carga, los implantes de diámetro coronal 3.5mm que su coeficiente de estabilidad fue menor que el coeficiente de estabilidad de los implantes con diámetro coronal 4.5mm, sufrieron un aumento de la estabilidad siendo estadísticamente significativos en los implantes de diámetro coronal estrecho con $P=.033$ entre el tiempo 1 y tiempo 2 , $P= .004$ entre tiempo 2 y tiempo 3 y $P= 0$ entre tiempo 1 y tiempo 3. En los implantes de plataforma 4.5mm no hubo diferencias estadísticamente significativas con un $P>.05$ en todas las comparaciones.

Objetivo 2b.- En el caso de los implantes HI de la empresa Avinent, comercializan implantes de 3.8 mm Ø, de 4.2 mm Ø y de 4.8 mm Ø referidos al cuerpo del implante dental, siendo el diámetro coronal de 4.1 mm Ø para los tres diámetros de implantes antes referidos, por lo tanto no se pueden comparar, ya que las diferencias vendrían determinadas bien por el diámetro corporal bien por la longitud, que ninguno es objetivo de este punto.

Objetivo 2c: En el caso de los implantes SL de la empresa Camlog, los implantes dentales de 3.8 mm Ø, y los de 4.3 de mm Ø, mantienen este diámetro tanto en el cuerpo del implante como es su porción más coronal, por lo tanto no se puede comparar la discrepancia entre ambas ya que no existe, por ello solo se comparará de estas características de los implantes de Camlog, la que está referida a su diámetro corporal en el apartado correspondiente, siendo una variable del estudio su variación de diámetro coronal pero no en este objetivo.

Objetivo 3: Comparar si los diámetros corporales de los implantes tienen influencia en la estabilidad entre los distintos tipos de implantes utilizados, en los diferentes momentos de la cicatrización.

Resultados

Otras de las variables a estudiar dentro de las características macroscópicas de los implantes dentales está el diámetro del cuerpo de los mismos, en todos ellos e incluso entre implantes de la misma empresa puede variar este diámetro, su valor se corresponde a lo que mide el diámetro de la circunferencia del cuerpo del implante incluyendo la espira del mismo, por tanto hay que indicar que los implantes dentales tienen dos medidas de cuerpo, la distancia entre los perfiles más externos de las espiras que es el considerado diámetro de implante y la distancia de los valles de las espiras, en ambos casos todos los elementos van a quedar en contacto con el hueso circundante en toda su circunferencia ya que la parte interna se acoplará a la osteotomía realizada por la fresa final del sistema de implantes utilizado y las espiras se introducirán en el hueso circundante al mismo y le darán retención y estabilidad. Recordemos que en este estudio se han utilizado implantes dentales:

4. Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV,
 - 3.7 mm Ø denominados estrechos, “TSVe”
 - 4.1 mm Ø denominados medios, “TSVm”
 - 4.7 mm Ø denominados anchos, “TSVa”
5. Screw Line de Camlog® denominados SL
 - 3.8 mm Ø como estrechos denominados “SLe”
 - 4.3 mm Ø como medio denominados “SLm”
6. Hexágono Interno Avinent en su porción corporal.
 - 3.8 mm Ø como estrechos denominados “HIe”
 - 4.2 mm Ø como medios denominados “HI m”
 - 4.8 mm Ø como anchos denominados “HIa”

Por tanto la conformación de estos grupos y medidas corporales servirá para establecer si la discrepancia entre los diámetros corporales de la misma empresa es un factor diferencial de estabilidad primaria, de los implantes dentales en las medidas de los diferentes tiempos de cicatrización

Resultados

ósea, de haber diferencias estadísticamente significativas habría que definir si es solo por un motivo mecánico que se produce el día de la colocación de los implantes dentales, cuya influencia viene dada por el contacto del alma del implante con el hueso y que la espira queda introducida en el hueso. Por tanto pudiera ser que la variación del diámetro entre implantes de la misma empresa y por tanto con igual diseño macroscópico tuvieran diferencias significativas o bien que los implantes de igual diámetro entre empresas diferentes las tuvieran, por tanto la influencia en este último caso no sería el diámetro sino el diseño del cuerpo y de las espiras de los implantes, o bien que todos los elementos antes mencionados expusieran esas diferencias en las diferentes medidas. Otra posibilidad es que el fundamento fuera biológico que se produce bien por aposición y osteointegración en el descubrimiento o por una reordenación celular ósea por la carga después de la oseointegración a los tres meses de la misma, de no haber diferencias estadísticamente significativas se podrá inferir que el cambio de diámetro de la parte corporal entre implantes no influye en la estabilidad de los implantes dentales, en caso contrario si tuviera influencia habría que valorar si esta diferencia está debida al diseño o al momento de la carga.

Por tanto se comparan los resultados obtenidos en cada uno de los tiempos de las medidas:

- En el momento de la colocación que es el tiempo 1, evaluando la estabilidad mecánica.
- En el momento del descubrimiento que es el tiempo 2 para evaluar la influencia de la oseointegración.
- En un tercer tiempo una vez habiendo recibido la carga y por tanto la reordenación ósea y su adaptación a las cargas prostodóncicas.

Con todas estas variables presentadas, y la mezcla de todas ellas harán la conformación de los grupos de estudio, intentando establecer los grupos comparativos de la siguiente manera para su estudio;

Resultados

- Tiempo 1; en el momento de la colocación de los implantes dentales.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV. (Tabla40)
 - 3.7 mm Ø denominados estrecho, versus 4.1 mm Ø denominados medio, TSVe – TSVm
 - 3.7 mm Ø denominados estrecho, versus 4.7 mm Ø denominados ancho, TSVe - TSVa
 - 4.1 mm Ø denominados medio, versus 4.7 mm Ø denominados ancho, TSVm – TSVa
 - Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL. (Tabla40)
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.3 de Ø denominados medio, SLe – SLm
 - Para los implantes Hexágono Interno Avinent. (Tabla40)
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.2 mm Ø denominados medio, HLe – HIm.
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.8 mm Ø denominados ancho, HLe – HLa.
 - 4.2 mm Ø denominados medio versus 4.8 mm Ø denominados ancho, HIm – HLa.

		95% de intervalo de		Nivel	
		Confianza para diferencias		significación	
Medida 1	Dif.Medias	Inf.	Sup.	Valor P	Resultados
TSVe-TSVm	-8,37	-15.42	-1.33	.021	Existen dif. significativas
TSVe-TSVa	-5.81	-13.51	1.88	.13	No existen dif. significativas
TSVm-TSVa	2.56	-4.16	9.28	.44	No existen dif. significativas
SLe-SLm	-4.87	-9.89	.14	.056	No existen dif. significativas
HLe-HIm	4.63	-8.18	17.44	.436	No existen dif. significativas
HLe-HLa	5.75	-6.31	17.81	.275	No existen dif. significativas
HIm-HLa	1.12	-10.85	13.10	.83	No existen dif. significativas

Tabla 40. Resumen de los resultados obtenidos comparando los implantes de distintos diámetros en tiempo 1.

Resultados

Entre todos los implantes medidos solo hay diferencias estadísticamente significativas entre el implante estrecho TSV y el implante de diámetro medio TSV con $P=.03$.

- Tiempo 2, en el momento del descubrimiento de los implantes dentales a los tres meses de la colocación.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV. *(Tabla 41)*
 - 3.7 mm Ø denominados estrecho, versus 4.1 mm Ø denominados medios, TSVe – TSVm
 - 3.7 mm Ø denominados estrecho, versus 4.7 mm Ø denominados anchos, TSVe - TSVa
 - 4.1 mm Ø denominados medio, versus 4.7 mm Ø denominados anchos, TSVm – TSVa
 - Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL. *(Tabla 41)*
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.3 de Ø denominados medios, SLe – SLm
 - Para los implantes Hexágono Interno Avinent. *(Tabla 41)*
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.2 mm Ø denominados medios, HLe - HIm
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.8 mm Ø denominados anchos, HLe – HIa
 - 4.2 mm Ø denominados medio versus 4.8 mm Ø denominados anchos, HIm – HIa.

Como muestra la tabla 19, no hay diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes implantes a los 3 meses de ser colocados con un $P>.05$.

Resultados

		95% de intervalo de		Nivel	
		Confianza para diferencias		significación	
Medida 1	Dif.Medias	Inf.	Sup.	Valor P	Resultados
TSVe-TSVm	-.31	-4.66	4.04	.88	No existen dif. significativas
TSVe-TSVa	-3.25	-8.84	2.19	.22	No existen dif. significativas
TSVm-TSVa	-2.68	-5.59	.22	.06	No existen dif. significativas
SLe-SLm	-1.60	-4.68	1.48	.29	No existen dif. significativas
Hie-Him	.95	-12.99	14.90	.88	No existen dif. significativas
Hie-Hia	-2.91	-12.05	6.21	.48	No existen dif. significativas
Him-Hia	4.5	-1.60	10.60	.13	No existen dif. significativas

Tabla 41. Resumen de los resultados obtenidos comparando los implantes de distintos diámetros en tiempo 2.

- Tiempo 3, en el momento del descubrimiento de los implantes dentales a los tres meses de la colocación definitiva de la prótesis.
 - Para los implantes Taper Screw Vent® de Zimmer dental® denominados TSV. (Tabla 42)
 - 3.7 mm Ø denominados estrecho, versus 4.1 mm Ø denominados medios, TSVe – TSVm.
 - 3.7 mm Ø denominados estrecho, versus 4.7 mm Ø denominados anchos, TSVe – TSVa.
 - 4.1 mm Ø denominados medio, versus 4.7 mm Ø denominados anchos, TSVm – TSVa.
 - Para los implantes Screw Line de Camlog® denominados SL. (Tabla 42)
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.3 de Ø denominados medios, SLe – SLm.
 - Para los implantes Hexágono Interno Avinent. (Tabla 42)
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.2 mm Ø denominados medios, Hie – Him.
 - 3.8 mm Ø denominados estrecho versus 4.8 mm Ø denominados anchos, Hie – Hia
 - 4.2 mm Ø denominados medio versus 4.8 mm Ø denominados anchos, Him – Hia

Resultados

		95% de intervalo de		Nivel	
		Confianza para diferencias		significación	
Medida 1	Dif. Medias	Inf.	Sup.	Valor P	Resultados
TSVe-TSVm	-2.68	-5.59	.22	.06	No existen dif. significativas
TSVe-TSVa	-6.37	-5.71	4.44	.79	No existen dif. significativas
TSVm-TSVa	2.05	-3.09	7.19	.42	No existen dif. significativas
SLe-SLm	-1.93	-7.62	3.75	.48	No existen dif. significativas
Hie-Him	-2.12	-9.25	5.00	.52	No existen dif. significativas
Hie-Hia	3.87	-4.21	11.95	.31	No existen dif. significativas
Him-Hia	1.75	-9.65	13.15	.71	No existen dif. significativas

Tabla 42. Resumen de los resultados obtenidos comparando los implantes de distintos diámetros en tiempo 3.

Objetivo 4: Comparar si la diferencia de cuello pulido versus cuello tratado de los implantes tiene influencia en la estabilidad entre los diferentes implantes utilizados en los diferentes momentos de la cicatrización

De los diferentes modelos de implantes dentales utilizados en el presente estudio, presentan unas características diferenciales en cuanto al tratamiento superficial de la parte más coronal del mismo, estas diferencias lo que pueden hacer es que su nivel de medida de la estabilidad varíe de unos modelos de implantes a otros, en función de sus características y de sus momentos de cicatrización. Por tanto la comparativa de las medidas servirá para establecer si el distinto tratamiento superficial del cuello del implante es un factor diferencial en cuanto al nivel de estabilidad de los implantes dentales. De haber diferencias estadísticamente significativas entre ellos, bien habría que definir diversos escenarios que se plantearía.

Que la diferencia entre los mismos es la causa de la discrepancia de las medidas obtenidas.

Que los tiempos de cicatrización influyen o no en las diferentes medidas de la estabilidad de los implantes dentales.

En este último caso si es sólo por un motivo mecánico que se produce el día de la colocación de los implantes dentales o tiene un fundamento biológico, que se produce bien por osteointegración en el día del descubrimiento o por una reordenación celular ósea por la carga a los tres meses de la misma. De no haber diferencias estadísticamente significativas

Resultados

se podrá inferir que el tratamiento de la parte coronal no influye en la estabilidad de los implantes dentales en función de los tiempos de cicatrización ósea.

Este tipo de modalidad del tratamiento de la parte más coronal de los diferentes modelos de implantes dental del presente estudio es altamente divergente en cuanto a modalidad, así se tiene una porción pulida en los implantes TSV independientemente del diámetro y longitud del mismo de 1.2 mm de altura vertical, a la que se añade una distancia a la primera espira de 1.3 mm más lo que hace que la altura total hasta la primera espira desde la parte más coronal sea de 2.5 mm de altura, numerosos autores afirman que la aposición ósea se realiza siempre por debajo de la parte pulida, incluso más, mucho de ellos aseguran que dicha aposición se realiza en el borde la primera espira que es donde hay estímulo óseo, por lo que si estas afirmaciones fueran ciertas, ya que la estabilidad se produce por aposición y nivel óseo, tendrían una estabilidad mayor en los primeros momentos, en el momento 1 que es la colocación y la iría perdiendo en el mismo modelo de implante según pasara el tiempo, en comparación con los otros modelos de implantes a medida que van pasando los tiempos de las medidas que son los diferentes tiempos de cicatrización. Esto es debido a que el tratamiento de la superficie del implante no se produce hasta el 1.2 mm, la distancia desde la parte más coronal al cuello pulido y este modelo de implante TSV por estas características debería de presentar una estabilidad menor que el resto si la parte coronal de los mismos tuviera una influencia decisiva en ello.

Por otro lado están los implantes de la empresa Camlog, que mantienen un cuello pulido de 1.4 mm. de altura, sustancialmente inferior a los implantes TSV, por lo que si la altura de la zona pulida fuera la razón deberían de mostrar más niveles de estabilidad en cualquiera de los tiempos realizados excepto en el día de la colocación de los implantes ya que se toma una medida externa a esta característica.

Por último el implante de Avinent que tiene una conformación de la

Resultados

parte coronal que según diversos estudios es capaz de mantener los niveles óseos en la parte más coronal, ya que no tiene parte pulida desde su borde coronal y mantiene además una doble espira desde donde comienza la cabeza del implante hasta la parte más coronal de este, lo que le confiere según autores una estabilidad superior con mantenimiento óseos que se ve incrementado con tratamiento de superficie hasta el borde del implante dental, este tipo de modelo de implantes de los cuales hay numerosos estudios en los cuales parece que el resultado es la capacidad de mantener el nivel del hueso crestral hasta el mismo borde coronal del implante dental en cualquiera de los momentos de la cicatrización ósea. Por ello este implante si esta característica fuera cierta, tendría la capacidad en cualquiera de los momentos de la medida de la estabilidad de los implantes dentales de una estabilidad mayor, excepto en la primera medida ya que el criterio de colocación final del implante es el mismo para todos ellos a excepción de que la causa fuera la doble espira coronal, pero en ningún caso la superficie pulida o incluso la altura de la misma, y aún más esta diferencia de las medidas de la estabilidad de los implantes dentales estaría más diferenciada a medida que van pasando los momentos de cicatrización ósea, estos valores se acentuarían el día del descubrimiento ya que la aposición ósea estaría a borde coronal en estos de implantes y a 0.7 y 1.2 mm por debajo en los otros dos modelos antes citados, pero sería más discrepante en la tercera medida posterior a la carga de los implantes y remodelación ósea por la misma, estas diferencias se exacerbarían ya que la remodelación ósea debería de hacer que las discrepancias de estabilidad al mantener un nivel óseo a borde coronal del mismo en los implantes Avinent y estar al menos en los otros dos modelos de implantes muy por debajo de este nivel, un mínimo de hasta en 1.2 mm en los implantes TSV o incluso los 2.5 mm según autores que es donde termina la parte coronal del implante por la remodelación ósea por la carga.

Por tanto, se comparan los resultados obtenidos en los siguientes tiempos. En el momento de la colocación, que es el tiempo 1, evaluando la estabilidad mecánica; en el momento 2 o del descubrimiento, para evaluar la

Resultados

influencia de la oseointegración en los implantes dentales y en un tercer tiempo, una vez recibida la carga y por tanto la reordenación ósea y su adaptación a las cargas prostodóncicas.

Para estudiar esta característica hemos agrupado los implantes por casas comerciales sin tener en cuenta diámetro, longitud y diámetro coronal quedando los grupos de estudio de la siguiente manera: (Tabla 43)

		95 % de intervalo de		Nivel	
		confianza para diferencias		significación	
Medida 1	Dif. Medias	Inf.	Sup.	Valor-p	Resultado
TSV - SL	-1,15	-5,94	3,63	0,63	No hay dif. Significativas
Medida 2					
TSV - SL	2,29	-1,27	5,85	0,21	No hay dif. Significativas
Medida 3					
TSV - SL	3,91	1,07	6,75	0,00	Existen dif. Significativas

Tabla43. Comparativa entre implantes de cuello pulido. TSV vs SL.

- Tiempo 1: Implante TSV de Zimmer dental® vs implantes SL de Camlog®.
- Tiempo 2: Implante TSV de Zimmer dental® vs implantes SL de Camlog®.
- Tiempo 3: Implante TSV de Zimmer dental® vs implantes SL de Camlog®.

Como al comparar los implantes con cuello pulido se han obtenido diferencias estadísticamente significativas una vez están sometidos a cargas prótesis, se estudian de forma independiente quedando los grupos de estudio como se detalla a continuación. (Tabla44)

- Tiempo 1: Implante TSV de Zimmer dental® vs implantes HI de Avinent®.
Implante SL de Camlog ® vs implantes HI de Avinent ®.
- Tiempo 2: Implante TSV de Zimmer dental® vs implantes SL de Camlog®.
Implante SL de Camlog ® vs implantes HI de Avinent ®.
- Tiempo 3: Implante TSV de Zimmer dental® vs implantes SL de Camlog®.
Implante SL de Camlog ® vs implantes HI de Avinent ®.

Resultados

		95 % de intervalo de		Nivel	
		confianza para diferencias		significación	
Medida 1	Dif. Medias	Inf.	Sup.	Valor-p	Resultado
TSV - Hi	-4,10	-9,87	1,66	0,16	No hay dif. Significativas
SL - Hi	-2,95	-7,59	1,69	0,21	No hay dif. Significativas
Medida 2					
TSV - Hi	-1,89	-5,87	2,08	0,35	No hay dif. Significativas
SL - Hi	-4,18	-8,18	-0,17	0,04	Existen dif. Significativas
Medida 3					
TSV - Hi	0,14	-3,50	3,52	0,99	No hay dif. Significativas
SL - Hi	-3,90	-6,86	-0,95	0,01	Existen dif. Significativas

Tabla 44. Comparativa entre implantes de cuello pulido (TSV y SL) vs implantes de cuello tratado (HI).

Objetivo 5: Comparación de los tres sistemas de implantes según diseño de espira independiente del cuello, diámetro del cuerpo, diámetro coronal y longitud del implante.

Una de las características macroscópicas de los implantes, se encuentra el diseño de espira de los mismos, pudiendo ser de rosca estándar, en la cual se encontrarían aquellos implantes con un paso de espira único, un diseño de doble paso de espira, que quiere decir que en la parte más coronal empiezan dos espiras enfrentadas por 180° que circunvalan en espiral todo el cuerpo del implante y por último el triple filo de rosca, que como en el caso anterior en vez de empezar dos espiras empiezan tres espiras en la parte del cuello del implante en las posiciones 0°, 120° y 240° que también circunvalan el cuerpo del implante en espiral desde el principio del cuello hasta el ápice del implante. Entre estos dos últimos de doble y triple paso de espira se encontrarían los implantes objeto de este estudio, siendo de triple paso de espira el implante TSV y de doble paso de espira los otros dos sistemas de implante.

Los tres sistemas de implantes dentales poseen un sistema de forma de espira denominados autorroscantes que quiere decir que este diseño de inclinación por el cual labran su propio paso de rosca dentro de la

Resultados

osteotomía realizada en el acto quirúrgico.

Las propiedades más importantes que le confieren el doble paso o el triple paso de espira es que hay mayor número de espiras que entran en íntimo contacto con la porción ósea en el momento de la colocación del implante dental al roscarlo en la osteotomía realizada, este hecho produce que el implante pueda variar en los registros de toma de su estabilidad, aumentando o disminuyendo la estabilidad primaria del mismo.

Otra de los elementos diferenciales entre los tres sistemas de implantes en relación con las espiras de los mismos, es su tamaño valorado en la distancia horizontal que hay desde el borde del cuerpo del implante donde nace la espira hasta el perfil de la misma espira, medida linealmente, en el caso de los tres implantes que pertenecen a este estudio, hay hechos diferenciales como es en el caso de los implantes Camlog, en los cuales las espiras son más amplias tanto en sentido de tamaño medido en horizontal y linealmente desde el cuerpo del implante donde nace la espira hasta el borde o perfil de la misma, como en el sentido vertical de la altura de la espira medida de su parte más coronal a apical, también linealmente, esta característica podría incidir también en los resultados de la estabilidad de los implantes dentales medidos en el presente estudio.

Por otra parte aunque las espiras que presentan los sistemas de implantes de los implantes HI y TSV tienen las mismas cotas de tamaño, tanto de altura vertical como horizontal, medida en los dos planos, se diferencian en que el implante TSV es triple paso de espira y el implante HI es doble paso de espira, pero además este último presenta en la parte de la cabeza del implante una doble micro espira más pequeña que la que le rodea su cuerpo que le podría conferir un diferente grado de estabilidad en las medidas del presente estudio.

Resultados

La influencia de la espiras en cuanto a la medida de la estabilidad no se establece en los periodos en los cuales los implantes ya están oseointegrados, pues en estos periodos lo verdaderamente influyente son otras características macroscópicas y sobre todo del tipo de las microscópicas de los implantes dentales en cuanto a su tratamiento de superficie, pero las espiras del implante si tienen una gran influencia en el momento de la colocación de los implantes dentales, ya que la modificación del numero de espiras, o la modificación del tamaño de las espiras o incluso la modificación de poseer o no espiras en el cuello del implante, darán una serie de elementos diferenciales en el momento de la colocación de los mismos, en el cual el implante a entrado en su osteotomía en el momento de su roscado que le podrían hacer tener datos de tomas de registros de estabilidad diferentes en función de sus espiras.

Para el presente estudio se realiza la comparación entre los implantes que tienen dos espiras, como son el HI de Avinent y SL de Camlog. Si existiese diferencias estadísticamente significativas entre ellas, dado que son de igual longitud y anchura, se debería de pensar que es otra características las que no hace que haya diferencias entre ellas, como puede ser el diámetro, ya que la diferencias entre cuello pulido y cuello tratado tampoco han dado diferencias significativas.

Para ello se empieza a comparar estos dos sistemas entre sí:

- **Tiempo 1:** Coeficiente de estabilidad en el momento de la colocación del implante.
 - Se comparan implante SL frente al implante HI. *(Tabla45)*
- **Tiempo 2:** en el momento del descubrimiento de los implantes dentales a los tres meses de la colocación.
 - Se comparan implante SL frente al implante HI. *(Tabla46)*

Resultados

- **Tiempo 3:** A los tres meses de la colocación de la prótesis definitiva.
 - Se comparan los implantes SL frente a implantes HI. (Tabla 47)

Prueba de muestras independientes									
diametros	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	5,334	,024	-,481	66	,632	-1,15400	2,39946	-5,94468	3,63667
No se han asumido varianzas iguales			-,585	61,537	,561	-1,15400	1,97183	-5,09623	2,78822

Tabla 45. Datos obtenidos de comparar el implante SL vs HI en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes									
diametros	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	,001	,980	-2,123	34	,041	-4,18095	1,96953	-8,18352	-,17838
No se han asumido varianzas iguales			-2,174	32,579	,037	-4,18095	1,92339	-8,09603	-,26588

Tabla 46. Datos obtenidos de comparar el implante SL vs HI en el tiempo 2. Existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes									
diametros	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	4,698	,034	2,755	66	,008	3,91895	1,42234	1,07915	6,75874
No se han asumido varianzas iguales			3,389	62,658	,001	3,91895	1,15641	1,60781	6,23008

Tabla 47. Datos obtenidos de comparar el implante SL vs HI en el tiempo 3. Existen diferencias significativas.

Como en las medidas correspondientes al Tiempo 2 y 3 si hay diferencias significativas entre los dos implantes, se determina que hay además otras características que influyen en la estabilidad una vez que ha comenzado el remodelado óseo como puede ser el tratamiento de las superficies o que el implante tenga el cuello pulido o no, correspondiendo con

Resultados

los resultados que se obtuvieron comparando los distintos diseños de cuello del implante, que en el momento de la colocación de este no es determinantes pero si en los periodos posteriores. Por lo tanto estos implantes se estudian de forma independiente frente al implante TSV quedando los grupos de estudio de la siguiente manera:

- **Tiempo 1:** Momento de la colocación del implante.
 - Se comparan los implantes TSV frente a los implantes HI. (Fig. 48)
 - Se comparan los implantes SL frente a los implantes HI. (Fig. 45)

- **Tiempo 2:** Durante el descubrimiento pasados tres meses de la cirugía.
 - Se comparan los implantes TSV frente a los implantes HI. (Fig. 49)
 - Se comparan los implantes SL frente a los implantes HI. (Fig. 46)

Prueba de muestras independientes

diámetros

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	1,510	,224	1,424	60	,160	4,10638	2,88446	-1,66340	9,87617
No se han asumido varianzas iguales			1,634	30,663	,112	4,10638	2,51285	-1,02090	9,23366

Tabla 48. Datos obtenidos de comparar el implante TSV vs HI en el tiempo 1. No existen diferencias significativas.

Prueba de muestras independientes

diámetros

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	,679	,413	-,951	60	,346	-1,89220	1,99052	-5,87383	2,08943
No se han asumido varianzas iguales			-1,098	31,094	,281	-1,89220	1,72306	-5,40597	1,62158

Tabla 49. Datos obtenidos de comparar el implante TSV vs HI en el tiempo 2. No existen diferencias significativas.

Tiempo 3: Pasados tres meses de la colocación de la prótesis definitiva.

Resultados

- Se comparan los implantes TSV frente a los implantes HI.
(Fig.50)
- Se comparan los implantes SL frente a los implantes HI.
(Fig.47)

Prueba de muestras independientes									
diámetros	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
Se han asumido varianzas iguales	.007	.936	.008	60	.994	.01418	1,75758	-3,50149	3,52986
No se han asumido varianzas iguales			.009	26,651	.993	.01418	1,64064	-3,35419	3,38256

Tabla 50. Datos obtenidos de comparar el implante TSV vs HI en el tiempo 3. No existen diferencias significativas.

La segunda parte de este consiste en agrupar los implantes de todas las casas comerciales que se ha utilizado según localización anatómica, basándonos en la calidad ósea de dicha zona, quedando la boca dividida en cuatro sectores determinados por la calidad ósea, quedando de la siguiente manera. Cuando se habla de calidad ósea, se refiere a la proporción de hueso cortical y hueso esponjoso quedando definida esta clasificación por Lekholm y col. Que sería la siguiente.

13. Calidad ósea 1: Constituida por hueso compacto homogéneo.
14. Calidad ósea 2: Presenta una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso.
15. Calidad ósea 3: Muestra una capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia favorable.
16. Calidad ósea 4: Capa delgada de cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.

Las calidades óseas se nombran como CALD1, CALD2, CALD3 Y CALD4.

Los implantes dentales, como se ha comentado se agrupan por sus diámetros corporales, independientemente del resto de sus característica macroscópicas y por su diámetro y longitud. Se dividen en implantes estrechos, implante mediano e implante ancho, siendo indiferente la

Resultados

empresa comercial e incluso el diámetro, que aunque no exacto entre los distintos modelos de implantes, quedando la nomenclatura como refleja la siguiente tabla. Antes recordar que a los implantes TSV de Zimmer dental se les denominados TSVe, TSVm y TSVa siendo la “e” para el implante estrecho, la “m” para el implante mediano y la “a” para el implante ancho. Para el implante HI de Avinent también se representa con las siglas HLe, HIm y HLa para denominados a los implantes estrechos, medianos y anchos y para el implante Screw Line de Camlog de utilizan las letras SLe y SIm para especificar a los implantes estrechos y medianos, en esta casa comercial no se introdujo ningún implante ancho. (Tabla 51)

Tipo de implante	Diámetro	Nomenclatura 1	Nomenclatura 2
Taper Screw Vent	3.7mm	TSVe	me
ScrewLine	3.8mm	SLe	
HI	3.8mm	HLe	
Taper Screw Vent	4.1mm	TSVm	mm
HI	4.2mm	HIm	
ScrewLine	4.3mm	SIm	
Taper Screw Vent	4.7mm	TSVa	ma
HI	4.8mm	HLa	

Tabla 51. Nomenclatura representativa de los implantes en cuanto a diámetro

En cuanto a la longitud, se utiliza las siglas “c” para el implante corto de 11mm y “l” para el implante largo de 13mm, que irá a la derecha de la letra que representa el diámetro. (Tabla 52)

Resultados

Tipo de implante		Diámetro	Nomenclatura 1	Nomenclatura 2	Longitud 11mm	Longitud 13mm
Taper Vent	Screw	3.7mm	TSVe	mxm	mxec	mxel
	ScrewLine	3.8mm	SLe			
	HI	3.8mm	HIe			
Taper Vent	Screw	4.1mm	TSVm	mxm	mxmc	mxml
	HI	4.2mm	HIIm			
	ScrewLine	4.3mm	SLm			
Taper Vent	Screw	4.7mm	TSVa	mxa	mxac	mxal
	HI	4.8mm	HIa			

Tabla 52. Nomenclatura representativa de los implantes en cuanto a longitud.

Los tres tiempos de medida de la estabilidad se indicarán entre la inicial “m” de muestra y la inicial que indica el diámetro del implante quedando de la siguiente manera, sustituyendo la x por el número correspondiente.

(Tabla 53)

Diámetro	Tiempo1	Tiempo2	Tiempo 3
ancho	m1a	m2a	m3a
mediano	m1m	m2m	m3m
estrecho	m1e	m2e	m3e

Tabla 53. Nomenclatura representativa de los implantes con respecto a los tiempos de medida que sustituye a la letra X.

El estudio estadístico se ha realizado utilizando la aplicación SPSS de IBM y Excel de MS Office.

Las medias de los resultados obtenidos de los distintos implantes según la localización dependiendo de la calidad ósea, están representados en los diagrama de barras y diagrama de cajas, siendo el coeficiente de mayor valor el hueso calidad tipo I en los tres tiempos el implante de mayor diámetro. Fig.168 y Fig. 169

Resultados

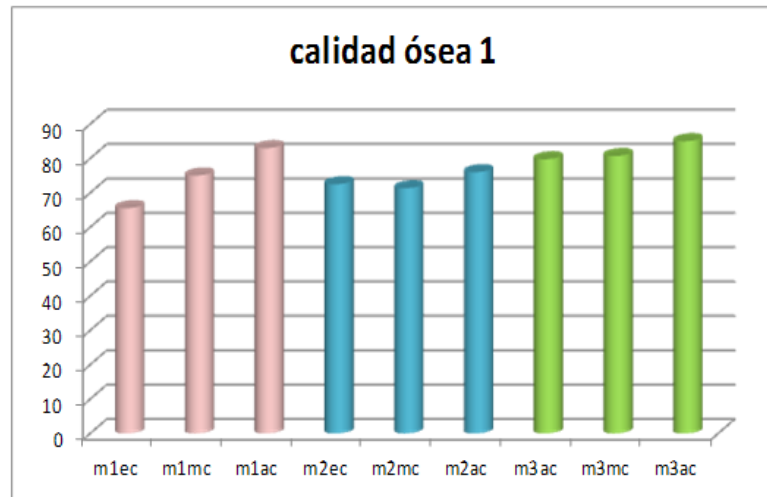


Fig.168. En este diagrama de barras se observa que el implante con mayor coeficiente de estabilidad es el implante de mayor diámetro

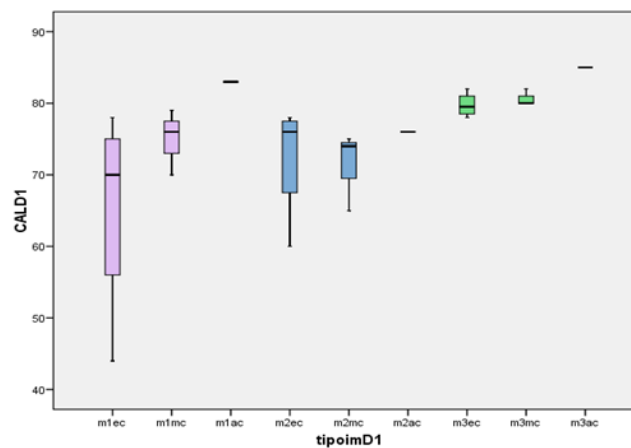


Fig.169. Diagrama de caja representativo de las medias de los resultados obtenidos.

En el hueso de calidad 2 que correspondería a los sectores anteriores maxilares, se ve en el diagrama de barras (Fig.170) que tienen los implantes con las dos longitudes que engloba el estudio, esto es debido a que en esta localización se pusieron implantes de las dos longitudes, que no ocurre en el hueso de calidad ósea 1 que solo se colocaron implantes cortos, según fue saliendo en la asignación aleatoria que se explicó en pacientes y métodos. Aquí los implantes de mayor coeficiente de estabilidad son los implantes largos de los tres diámetros estudiados. (Fig.171)

Resultados

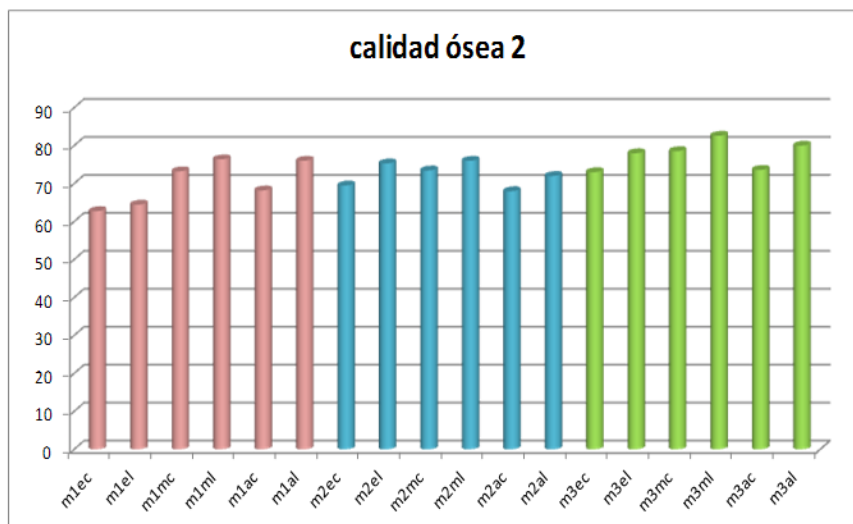


Fig.170. En este diagrama de barras se observa que el implante con mayor coeficiente de estabilidad es el implante de mayor longitud.

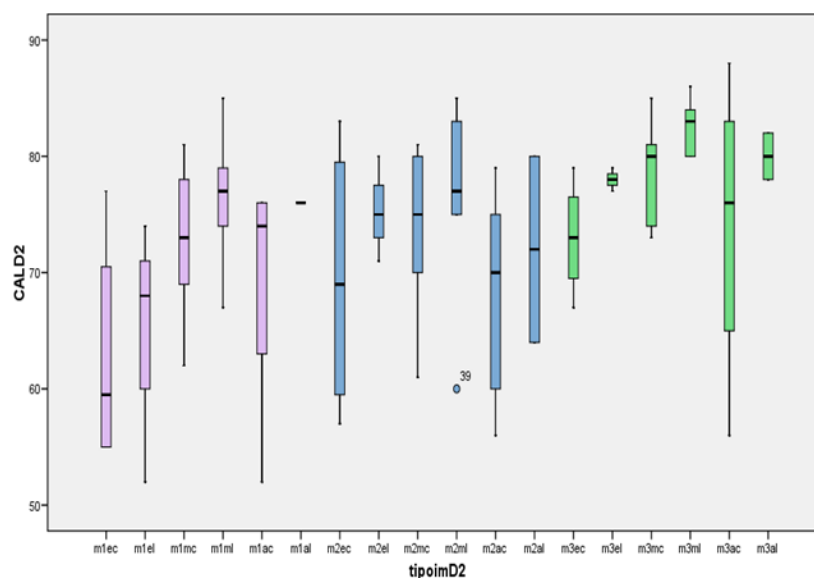


Fig.169. Diagrama de caja representativo de las medias de los resultados obtenidos en hueso calidad 2.

Una vez analizados los datos para calidad ósea tipo 3, en el que también están presentes las dos longitudes, la corta de 11 mm y la larga de 13 mm, se puede ver en el diagrama de barras (Fig.172) que representa la media aritméticas de los datos registrados, que los implantes cortos al contrario que en el caso de los implantes en hueso calidad tipo 2, el coeficiente de estabilidad es mayor en los implantes cortos que en los implantes largos, aunque esta características de los implantes no es determinante en cuanto a la estabilidad, en lo referente al diámetro se puede observar que a medida que este aumenta también aumenta el

Resultados

coeficiente de estabilidad, viéndose algunas alteraciones en cuanto a los implantes de mayor longitud (Fig.173).



Fig. 172. En este diagrama de barras se representan las medias de los implantes de distintas longitudes y diámetros.

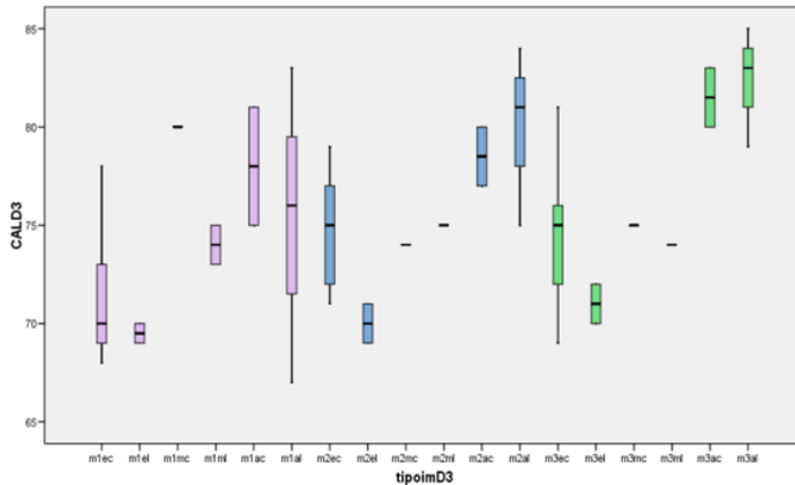


Fig.173. Diagrama de caja representativo de las medias de los resultados obtenidos en hueso calidad 3.

El hueso de calidad 4, que se caracteriza por poco hueso cortical y mucho hueso esponjoso, se localiza en los sectores posteriores de maxilar superior, es un hueso de calidad pobre, en el que la estabilidad primaria del implante es un factor decisivo del éxito de nuestro tratamiento. Como se puede ver en el diagrama de barras (Fig.174), que también engloba no solo los tres diámetros de los implantes a estudiar, si no que también contempla las dos longitudes. Obsérvese que en la medida tiempo 1 los valores más elevados en implantes de igual diámetro son los implantes cortos excepto los implantes denominados estrechos que la estabilidad es mayor si aumenta la longitud, sin embargo en la medida tiempo 2 el mayor coeficiente de estabilidad están en los implantes más anchos y largos, al igual que los implantes de la medida del tiempo 3 (Fig.175).

Resultados

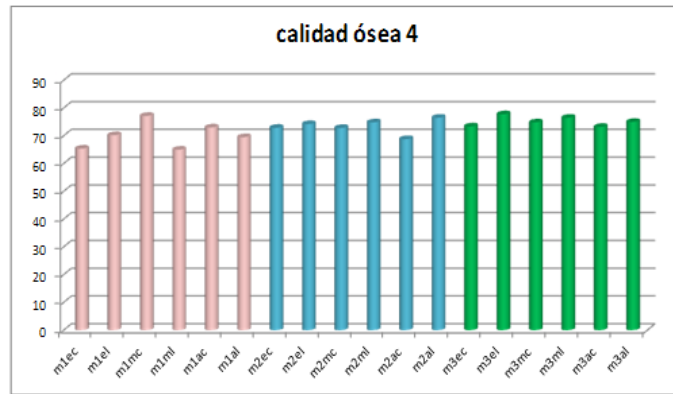


Fig.174. En este diagrama de barras representativo de la medias de los implantes de distintas longitudes y diámetros en los tres tiempos medidos en calidad ósea D4.

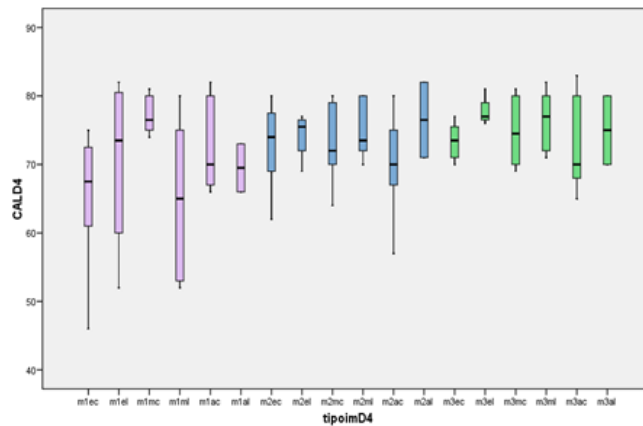


Fig.175. Diagrama de caja representativo de las medias de los resultados obtenidos en hueso calidad 4.

A continuación se va a ver los diagramas divididos por tiempos, para ver la variación del implantes a lo largo de los tres tiempo de medida registrados.

2. Calidad ósea tipo 1 en los tres tiempo de medida

Si se comparan los tres diagramas de barras, se puede ver la evolución del implantes durante el proceso de remodelado óseo hasta que este finaliza. Como se puede observar en los implantes estrechos se ve que el coeficiente de estabilidad va en aumento desde la colocación de los implantes hasta que se midan los implantes una vez pasados tres meses de la colocación de la prótesis definitiva (Fig.176, 177,178).

Resultados

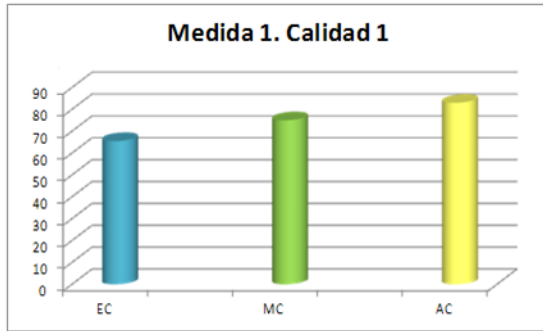


Fig.176. Se observa que el coeficiente de estabilidad de los implantes anchos y cortos es mayor a los otros dos diámetros

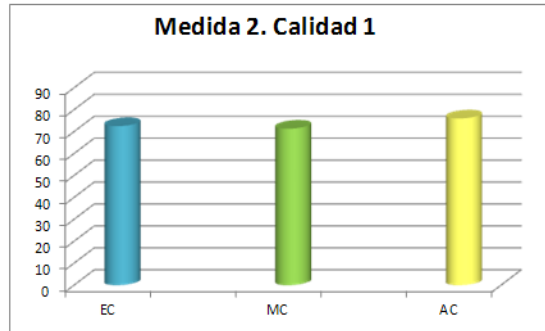


Fig.177. En el tiempo 2 sigue siendo el implante ancho el de mayor estabilidad.

3. Calidad ósea tipo 2 en los tres tiempos de medida.

En este estudio se ha determinado, basándonos en la clasificación ósea de Lekholm y cols., los implantes situados en la zona anterior del maxilar. Aquí se colocaron implante de todos los diámetros que integran el estudio y las longitudes. Las medias obtenidas para cada uno de los implantes en los tres tiempos es para el implante EC de 62,75; 69,50; 73,00 unidades ISQ para el implante MC 73,22; 73,44; 78,56 y para el implante AC: 68,20; 68,00; 73,60. (Fig.179; 180; 181) En los implantes estrechos hay un aumento de la estabilidad a medida que se está osteointegrando el implante con un aumento de 11 unidades, sin embargo en los implante medianos el coeficiente no aumenta desde la primera medida a la segunda, pero sigue siendo su coeficiente de estabilidad mayor que el implante estrecho, aumentando 5 unidades ISQ desde su colocación hasta que pasan tres meses de la finalización de la prótesis.

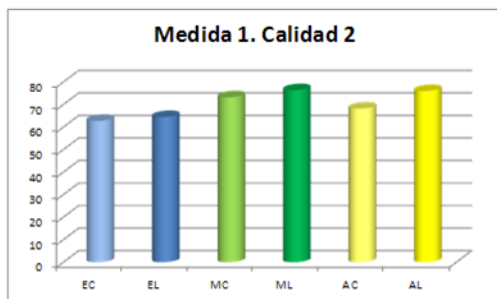


Fig.179. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad de los distintos implantes en la primera medida en calidad ósea D2.

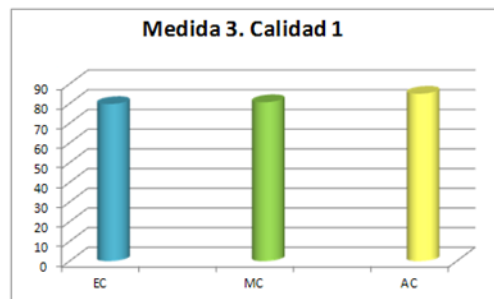


Fig.178. Al igual que en la medidas tiempo 1 y 2, el implante ancho es superior en cuanto a estabilidad que el resto de implantes.

Resultados

El que menos aumenta es el implante ancho, bajando su estabilidad desde la primera medida a la segunda. Para los implantes de longitud denominados largos las medias obtenidas son para los implantes EL: 64,67; 75,33; 78,00 para ML: 76,40; 76,00; 82,60 y para AL: 76,00; 72,00; 80,00 unidades ISQ.

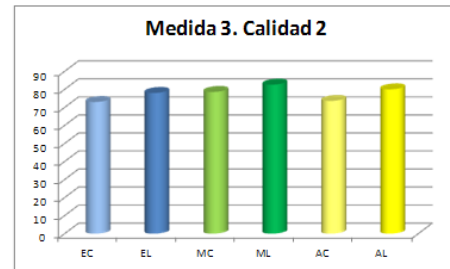


Fig.181. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad de los distintos implantes en la tercera medida en calidad ósea D2.

4. Calidad ósea tipo 3 en los tres tiempo de medida.

La calidad ósea tipo 3 engloba la zona de maxilar inferior en la mayoría de los casos, aquí se colocaron implante de todos los diámetros que integran el estudio y las longitudes. Las medias obtenidas para cada uno de los implantes en los tres tiempos es para el implante EC de 71,33; 74,83; 74,67 unidades ISQ para el implante MC 80,00; 74,00; 75,00 y para el implante AC: 78,00; 78,50; 81,50.

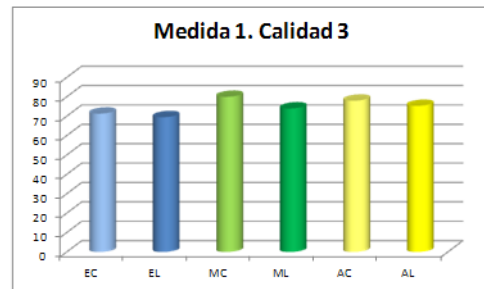


Fig.182. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad de los distintos implantes en la primera medida en calidad ósea D3.

(Fig.182; 183; 184) En los implantes estrechos hay un aumento de la estabilidad de la primera a la segunda quedando estable incluso después de estar sometidos a carga, los implante medianos disminuye el coeficiente de estabilidad en la segunda medida y se recupera en la tercera, pero no llega hasta los valores iniciales. Una vez sometidos a cargas el implante de mayor coeficiente de estabilidad es el implante ancho y corto. Para los implantes de longitud denominados largos las medias obtenidas son para los implantes EL: 69,50; 70,00; 71,00 para ML: 74,00; 75,00; 74,00 y para AL:

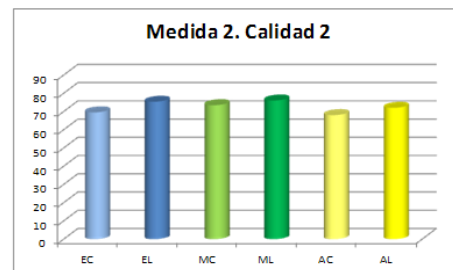


Fig.180. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad de los distintos implantes en la segunda medida en calidad ósea D2.

Resultados

75,33; 80,00; 82,33 unidades ISQ. Aquí al igual que en los implante cortos el de mayor coeficiente de estabilidad una vez sometidos a cargas es el implante ancho y largo aumentando su coeficiente de estabilidad en 7 unidades.

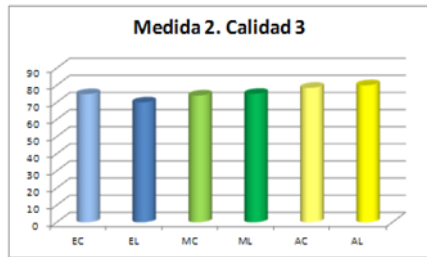


Fig.183. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad de los distintos implantes en la segunda medida en calidad ósea D3.

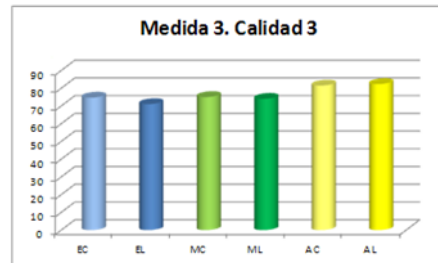


Fig.184. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad de los distintos implantes en la tercera medida en calidad ósea D3.

5. Calidad ósea tipo 4 en los tres tiempos de medida.

La calidad ósea tipo 4 engloba la zona de maxilar superior y posterior, aquí se colocaron implante de todos los diámetros que integran el estudio y las longitudes. Las medias obtenidas para cada uno de los implantes en los tres tiempos es para el implante EC de 65,38; 72,88; 73,38 unidades ISQ para el implante MC 77,17; 72,83; 74,83 y para el implante AC: 73,00; 69,80; 73,20. (Fig.185; 186; 187) En los implantes estrechos hay un aumento de la estabilidad de la primera a la tercera medida de 12 unidades, los implante medianos disminuye el coeficiente de estabilidad en la segunda medida y se recupera en la tercera, pero no llega hasta los valores iniciales. Una vez sometidos a cargas el implante de mayor coeficiente de estabilidad es el implante mediano y corto. Para los implantes de longitud denominados largos las medias obtenidas son para los implantes EL: 70,25; 74,25; 77,75 para ML: 65,00; 74,83; 76,50 y para AL: 69,50; 76,50; 75,00 unidades ISQ. Aquí al igual que en los implante cortos el de mayor coeficiente de estabilidad una vez sometidos a cargas es el implante mediano y largo aumentando su coeficiente de estabilidad en 11 unidades.

Resultados

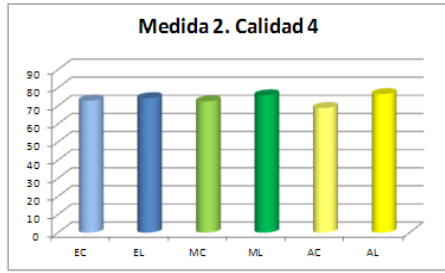


Fig.186. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad de los distintos implantes en la segunda medida en calidad ósea D4.

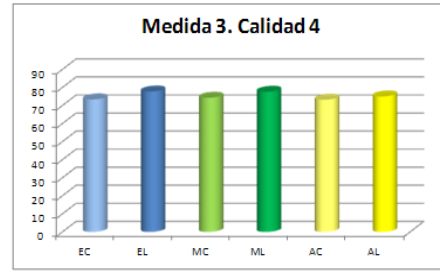


Fig.187. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad de los distintos implantes en la tercera medida en calidad ósea D4.

6. Representación de la calidad ósea y longitud independiente de los diámetros de los implantes.

Al compara los implantes según la longitud de estos, aunque no sea determinante para la estabilidad, para cada una de la calidades ósea estudiadas los resultados obtenidos para los implantes cortos denominados CA1.C; CA2.C; CA3.C; CA4.C y para los implantes largos CA2.L; CA3.L; CA4.L. El mayor coeficiente de estabilidad lo obtuvo el implante corto y largo en calidad ósea 3 en el momento de la colocación del implante, una vez establecido el periodo de osteointegración a los tres meses de colocados los implantes sigue siendo el de mayor estabilidad el implante corto colocado en calidad ósea tipo 3, en cuanto a los implantes largos el resultado es igual para los tres tipos de hueso estudiado. Una vez colocada la prótesis y pasados tres meses el mayor coeficiente de estabilidad se estableció en los implantes cortos en calidad ósea tipo 1 y en los implantes largos en calidad ósea tipo2. (Fig. 188, 189, 190).

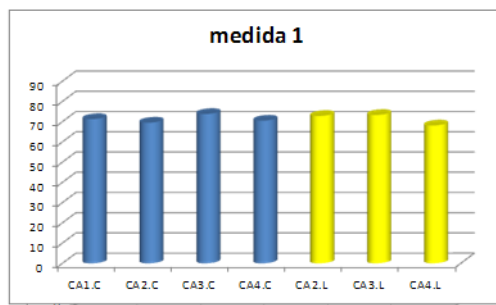


Fig.188. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad según la longitud en la primera medida en las distintas calidades óseas.

Resultados

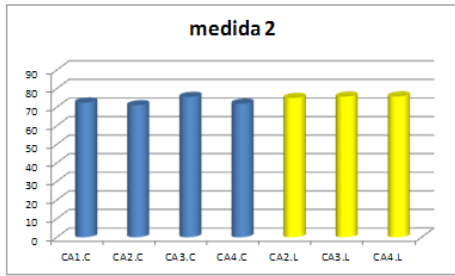


Fig.189. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad según la longitud en la segunda medida en las distintas calidades óseas.

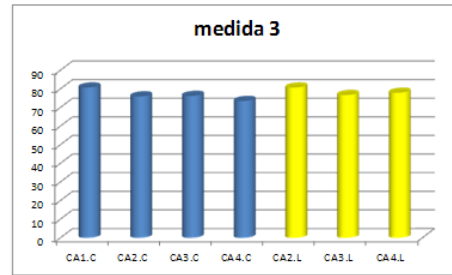


Fig.190. Diagrama de barras donde podemos ver los diferentes coeficientes de estabilidad según la longitud en la tercera medida en las distintas calidades óseas.

7. Representación de las medias de los implantes de igual diámetro entre maxilar y mandíbula en los tres tiempos.

Este estudio además de comparar los implantes entre sus distintas características, también se realizó para evaluar los cambios de la estabilidad

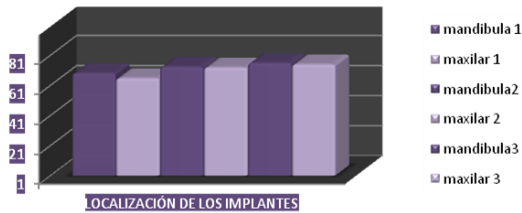


Fig. 191. Diagrama de cajas donde quedan representadas las medias de los implantes estrechos en maxilar y mandíbula en los tres tiempos.

de los implantes durante los periodos de cicatrización ósea. Por ello hemos utilizado en este estudio el Osstell Mentor, ya que nos permite evaluar los cambios de estabilidad de una manera no invasiva y no demasiado incómoda para el paciente. El objetivo no es detectar la movilidad del implante, si no intentar predecir si este, en el caso de que la estabilidad vaya disminuyendo con el paso de los meses el posible fracaso del tratamiento. Como se puede observar en las tablas (anteriores) los implantes, en el tiempo 1 (Fig.191), es decir en el momento de la colocación tienen coeficiente de estabilidad menor que los implantes colocados en mandíbula independientemente del diámetro y a medida que pasan los meses (Fig.192) hasta que estos están cargados el incremento de la estabilidad es mayor incluso supera la estabilidad de los implantes mandibulares (Fig.193).

Resultados

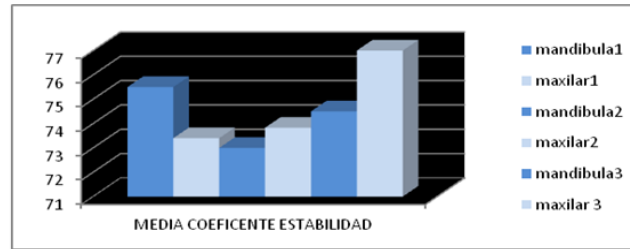


Fig. 192. Diagrama de cajas donde quedan representadas las medias de los implantes medianos en maxilar y mandíbula en los tres tiempos.

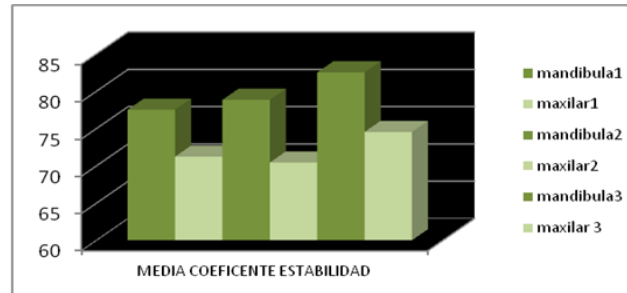


Fig. 193. Diagrama de cajas donde quedan representadas las medias de los implantes anchos en maxilar y mandíbula en los tres tiempos.

Objetivo 6: Determinar si hay diferencias significativas entre los distintos implantes en un tipo de hueso determinado., así si también existen diferencias entre los implantes de iguales características en distintos tipos de hueso.

Los implantes dentales utilizados para este estudio, Taper Screw Vent de Zimmer dental denominados TSV, Screw Line de Camlog denominados SL y HI de Avinent denominados HI, se han agrupado según el diámetro, quedando representado por la letra “e” todos aquellos implantes de diámetro estrecho de 3,7mm y 3,8mm. Se representan los implantes de diámetro mediano con la letra “m” y engloban aquellos de diámetros de 4,1 mm para el implante TSV, 4,2 para el implante HI y 4,3 mm los implantes SL, de igual manera se representa con la letra “a” los implantes de diámetro ancho como son los implantes de 4,7mm TSV y 4,8 mm para los implantes HI, quedando la distribución como en la tabla 46. Debido a las distintas calidades óseas que presenta el maxilar superior e inferior, se quiere ver si la calidad ósea también es un factor determinante para el coeficiente de estabilidad de éstos. Se define la calidad ósea como la proporción de hueso

Resultados

cortical presente frente al hueso esponjoso, siendo la clasificación como específico Lekhom y colaboradores.

- Calidad ósea 1: Constituida por hueso compacto homogéneo.
- Calidad ósea 2: Presenta una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso.
- Calidad ósea 3: Muestra una capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia favorable.
- Calidad ósea 4: Capa delgada de cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.

Por lo tanto para realizar el estudio se han hecho distintos grupos:

Grupo 1: Calidad ósea tipo 1 tiempo 1. *(Tabla 53)*

- 1.4. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano y cortos. Ec frente a mc.
- 1.5. Se comparan los implantes medianos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: mc vs. ac.
- 1.6. Se comparan los implantes estrechos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: ec vs. ac.

Grupo 2: Calidad ósea tipo 1 tiempo 2. *(Tabla 53)*

- 2.1. Se comparan los implantes estrechos y cortos frente a los implantes medianos y cortos: ec vs. mc.
- 2.2. Se comparan los implante medianos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: mc vs. ac.
- 2.3. Se comparan los implantes estrechos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: ec vs. ac.

Resultados

Grupo 3: Calidad ósea tipo 1 tiempo3. (Tabla53)

- 3.4. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano y cortos. ec vs. mc.
- 3.5. Se comparan los implantes medianos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: mc vs. ac.
- 3.6. Se comparan los implantes estrechos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: ec vs. ac.

		95% de intervalo de confianza para la media			
MEDIDA 1	MEDIDA 1	Inferior	Superior	Valor p	Significación
EC	MC	-32,88	13,88	0,34	No hay dif. Significativas
MC	AC	-30,77	14,77	0,27	No hay dif. Significativas
EC	AC	-70,55	35,55	0,37	No hay dif. Significativas
MEDIDA 2	MEDIDA 2				
EC	MC	-13,36	15,69	0,84	No hay dif. Significativas
MC	AC	-32,03	22,70	0,54	No hay dif. Significativas
EC	AC	-34,48	-26,48	0,74	No hay dif. Significativas
MEDIDA 3	MEDIDA 3				
EC	MC	-3,88	2,05	0,46	No hay dif. Significativas
MC	AC	-10,07	1,40	0,08	No hay dif. Significativas
EC	AC	-11,33	0,83	0,07	No hay dif. Significativas

Tabla 53. Tabla de resultados de comparar los implantes en hueso calidad 1. No existen diferencias significativas.

Grupo 4: Calidad ósea tipo 2 tiempo1. (Tabla54)

- 16.1. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano. Ec vs. mc y el vs. ml.
- 16.2. Se comparan los implantes medianos frente a los implantes anchos y cortos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 16.3. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes anchos y cortos: ec vs. ac y el vs. al.

Resultados

Grupo 5: Calidad ósea tipo 2 tiempo 2. *(Tabla54)*

- 5.4. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro medianos. Ec vs. mc y el vs. ml.
- 5.5. Se comparan los implantes medianos frente a los implantes anchos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 5.6. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes anchos: ec vs. ac y el vs. al.

Grupo 6: Calidad ósea tipo 2 tiempo 3. *(Tabla54)*

- 6.4. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro medianos. Ec vs. mc y el vs. ml.
- 6.5. Se comparan los implantes medianos frente a los implantes anchos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 6.6. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes anchos: ec vs. ac y el vs. al.

Grupo 7: Calidad ósea tipo 3 tiempo 1. *(Tabla55)*

- 7.1. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano. Ec vs. mc y el vs. ml.
- 7.2. Se comparan los implantes medianos y cortos frente a los implantes anchos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 7.3. Se comparan los implantes estrechos y cortos frente a los implantes anchos: ec vs. ac y el vs. al.

Resultados

		95% de intervalo de confianza para la media			
MEDIDA 1	MEDIDA 1	inf	sup	Valor p	Significación
EC	MC	-20,75	-0,19	0,04	Hay dif. Significativas
MC	AC	-4,80	14,85	0,29	No hay dif. Significativas
EC	AC	-22,08	11,18	0,46	No hay dif. Significativas
EL	ML	-26,93	3,46	0,10	No hay dif. Significativas
EL	AL	-38,31	15,64	0,27	No hay dif. Significativas
ML	AL	-12,33	13,13	0,94	No hay dif. Significativas
MEDIDA 2	MEDIDA 2				
EC	MC	-15,11	7,22	0,45	No hay dif. Significativas
MC	AC	-4,02	14,91	0,23	No hay dif. Significativas
EC	AC	-15,66	18,66	0,84	No hay dif. Significativas
EL	ML	-15,77	14,44	0,92	No hay dif. Significativas
EL	AL	-18,45	25,12	0,66	No hay dif. Significativas
ML	AL	-17,85	25,85	0,66	No hay dif. Significativas
MEDIDA 3	MEDIDA 3				
EC	MC	-11,58	0,47	0,07	No hay dif. Significativas
MC	AC	-5,21	15,12	0,31	No hay dif. Significativas
EC	AC	-17,12	15,92	0,93	No hay dif. Significativas
EL	ML	-8,54	-0,66	0,03	Hay dif. Significativas
EL	AL	-7,30	3,30	0,32	No hay dif. Significativas
ML	AL	-3,11	8,31	0,29	No hay dif. Significativas

Tabla 54. Tabla de resultados de comparar los implantes de diferentes diámetros en hueso calidad 2.

Grupo 8: Calidad ósea tipo 3 tiempo 2. (Tabla 55)

- 8.4. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano. Ec vs. mc y el vs. ml.
- 8.5. Se comparan los implantes medianos frente a los implantes anchos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 8.6. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes anchos: ec vs. ac y el vs. al.

Grupo 9: Calidad ósea tipo 3 tiempo 3. (Tabla 55)

- 9.4. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano. Ec vs. mc y el vs. ml.
- 9.5. Se comparan los implantes medianos frente a los implantes anchos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 9.6. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes anchos: ec vs. ac y el vs. al.

Resultados

MEDIDA 1	MEDIDA 1	95% de intervalo de confianza para la media		Valor p	Significación
		inf	sup		
EC	MC	-18,86	1,52	0,08	No hay dif. Significativas
MC	AC	-64,02	68,02	0,77	No hay dif. Significativas
EC	AC	-14,20	0,87	0,07	No hay dif. Significativas
EL	ML	-9,31	0,31	0,06	No hay dif. Significativas
EL	AL	-24,90	13,23	0,40	No hay dif. Significativas
ML	AL	-20,51	17,84	0,84	No hay dif. Significativas
MEDIDA 2					
EC	MC	-7,48	9,15	0,81	No hay dif. Significativas
MC	AC	-37,51	28,51	0,33	No hay dif. Significativas
EC	AC	-9,40	2,06	0,17	No hay dif. Significativas
EL	ML	-9,30	-0,70	0,04	Hay dif. Significativas
EL	AL	-21,13	1,13	0,07	No hay dif. Significativas
ML	AL	-15,87	5,87	0,24	No hay dif. Significativas
MEDIDA 3					
EC	MC	-11,53	10,87	0,94	No hay dif. Significativas
MC	AC	-39,51	26,51	0,24	No hay dif. Significativas
EC	AC	-14,39	0,72	0,07	No hay dif. Significativas
EL	ML	-7,30	1,30	0,10	No hay dif. Significativas
EL	AL	-18,96	-3,71	0,02	Hay dif. Significativas
ML	AL	-15,58	-1,09	0,04	Hay dif. Significativas

Tabla 55. Tabla de resultados de comparar los implantes de diferentes diámetros en hueso calidad 3.

Grupo 10: Calidad ósea tipo 4 tiempo 1. (Tabla 56)

- 10.1. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano. Ec vs. mc el vs. ml.
- 10.4. Se comparan los implantes medianos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 10.5. Se comparan los implantes estrechos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: ec vs. ac y el vs. al.

Grupo 11: Calidad ósea tipo 4 tiempo 2. (Tabla 56)

- 11.4. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano y cortos. Ec vs. mc y el vs. ml.
- 11.5. Se comparan los implantes medianos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 11.6. Se comparan los implantes estrechos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: ec vs. ac y el vs. ac.

Resultados

Grupo 12: Calidad ósea tipo 4 tiempo 4. (Tabla 56)

- 12.4. Se comparan los implantes estrechos frente a los implantes de diámetro mediano y cortos. Ec vs. mc y el vs. ml.
- 12.5. Se comparan los implantes medianos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: mc vs. ac y ml vs. al.
- 12.6. Se comparan los implantes estrechos y cortos frente a los implantes anchos y cortos: ec vs. ac y el vs. ac.

MEDIDA 1	MEDIDA 1	95% de intervalo de confianza para la media		Valor p	Significación
		inf	sup		
EC	MC	-20,67	-2,92	0,01	Hay dif. Significativas
MC	AC	-3,92	11,06	0,24	No hay dif. Significativas
EC	AC	-18,75	3,50	0,16	No hay dif. Significativas
EL	ML	-12,97	23,47	0,53	No hay dif. Significativas
EL	AL	-28,14	29,64	0,95	No hay dif. Significativas
ML	AL	-25,62	16,62	0,62	No hay dif. Significativas
MEDIDA 2					
EC	MC	-7,02	7,10	0,99	No hay dif. Significativas
MC	AC	-6,97	13,03	0,51	No hay dif. Significativas
EC	AC	-5,86	12,01	0,47	No hay dif. Significativas
EL	ML	-6,53	5,36	0,83	No hay dif. Significativas
EL	AL	-14,23	9,73	0,63	No hay dif. Significativas
ML	AL	-11,63	8,30	0,70	No hay dif. Significativas
MEDIDA 3					
EC	MC	-6,00	3,08	0,50	No hay dif. Significativas
MC	AC	-7,19	10,46	0,69	No hay dif. Significativas
EC	AC	-6,36	6,71	0,95	No hay dif. Significativas
EL	ML	-4,24	6,92	0,63	No hay dif. Significativas
EL	AL	-6,92	12,42	0,47	No hay dif. Significativas
ML	AL	-8,54	11,54	0,73	No hay dif. Significativas

Tabla 55. Tabla de resultados de comparar los implantes de diferentes diámetros en hueso calidad 4.

Objetivo 7: Saber si existen diferencias entre los implantes de iguales características en distintos tipos de hueso.

Los implantes dentales utilizados para este estudio, Taper Screw Vent de Zimmer dental denominados TSV, Screw Line de Camlog denominados SL y HI de Avinent denominados HI, se han agrupado según el diámetro, quedando representado por la letra “e” todos aquellos implantes de diámetro estrecho de 3,7mm y 3,8mm. Se representan los implantes de diámetro mediano con la letra “m” y engloban aquellos de diámetros de 4,1mm para el

Resultados

implante TSV, 4,2 para el implante HI y 4,3 mm los implantes SL, de igual manera se representa con la letra “a” los implantes de diámetro ancho como son los implantes de 4,7mm TSV y 4,8 mm para los implantes HI, quedando la distribución como en la tabla 46. Debido a las distintas calidades óseas que presenta el maxilar superior e inferior, se quiere ver si la calidad ósea también es un factor determinante para el coeficiente de estabilidad de éstos. Se define la calidad ósea como la proporción de hueso cortical presente frente al hueso esponjoso, siendo la clasificación como especificó Lekholm y colaboradores.

- Calidad ósea 1: Constituida por hueso compacto homogéneo.
- Calidad ósea 2: Presenta una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso.
- Calidad ósea 3: Muestra una capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia favorable.
- Calidad ósea 4: Capa delgada de cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.

Por lo tanto para realizar el estudio se han hecho distintos grupos:

Grupo 1: Se comparan los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 1 y calidad 2. *(Tabla 56)*

- 1.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 2.
- 1.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 2.
- 1.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 2.

Resultados

Grupo2: Se comparan los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 1 y calidad 3. (Tabla56)

- 2.1. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 2.4. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 2.5. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo3: Se comparan los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 1 y calidad 4. (Tabla56)

- 3.1. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 3.4. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 3.5. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media			
CALID. D1	CALID. D2	Inf.	Sup.	Valor p	Significación
EC	EC	-19,50	25,00	0,77	No hay dif. Significativas
MC	MC	-7,40	10,95	0,68	No hay dif. Significativas
AC	AC	-17,27	46,87	0,27	No hay dif. Significativas
CALID. D1	CALID. D3				
EC	EC	-20,10	8,43	0,37	No hay dif. Significativas
MC	MC	-27,77	17,68	0,44	No hay dif. Significativas
AC	AC	-61,02	71,02	0,51	No hay dif. Significativas
CALID. D1	CALID. D4				
EC	EC	-15,47	15,72	0,99	No hay dif. Significativas
MC	MC	-9,16	8,87	0,97	No hay dif. Significativas
AC	AC	-12,76	32,76	0,29	No hay dif. Significativas

Tabla 56. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 1 vs. 2, 3 y 4.

Resultados

Grupo 4: Se comparan los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 2 y calidad 3. (Tabla 57).

- 7.1. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 7.2. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 7.3. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 5: Se comparan los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 2 y calidad 4. (Tabla 57)

- 5.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 5.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 5.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media			
CALID. D2	CALID.D3	inf	sup	Valor p	Significación
EC	EC	-19,00	1,84	0,09	No hay dif. Significativas
MC	MC	-22,61	9,06	0,35	No hay dif. Significativas
AC	AC	-30,49	10,89	0,28	No hay dif. Significativas
EL	EL	-31,84	22,17	0,61	No hay dif. Significativas
ML	ML	-10,40	15,20	0,65	No hay dif. Significativas
AL	AL	-18,36	19,69	0,92	No hay dif. Significativas
CALID. D2	CALID.D4				
EC	EC	-16,03	10,78	0,67	No hay dif. Significativas
MC	MC	-8,72	4,88	0,55	No hay dif. Significativas
AC	AC	-18,14	8,54	0,43	No hay dif. Significativas
EL	EL	-30,59	19,42	0,59	No hay dif. Significativas
ML	ML	-3,73	25,73	0,12	No hay dif. Significativas
AL	AL	-8,56	21,56	0,20	No hay dif. Significativas

Tabla 57. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 2 vs. 3 y 4.

Resultados

Grupo 6: Se comparan los implantes en el tiempo 1 entre hueso de calidad 3 y calidad 4. (Tabla 58).

- 6.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 3 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 6.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 3 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 6.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 3 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media		Valor p	Significación
CALID. D3	CALID.D4	inf	sup		
EC	EC	-3,08	14,99	0,18	No hay dif. Significativas
MC	MC	-10,80	20,51	0,48	No hay dif. Significativas
AC	AC	-9,96	19,96	0,43	No hay dif. Significativas
EL	EL	-29,03	27,53	0,95	No hay dif. Significativas
ML	ML	-15,79	32,93	0,41	No hay dif. Significativas
AL	AL	-14,93	26,59	0,44	No hay dif. Significativas

Tabla 58. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 3 vs. 4.

Grupo 7: Se comparan los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 1 y calidad 2. (Tabla 59)

- 7.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 2.
- 7.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 2.
- 7.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 2.

Resultados

Grupo 8: Se comparan los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 1 y calidad 3. (Tabla 59)

- 16.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 16.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 16.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 9: Se comparan los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 1 y calidad 4. (Tabla 59)

- 9.1. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 9.4. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 9.5. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media		Valor p	Significación
CALID. D1	CALID.D2	inf	sup		
EC	EC	-15,01	21,01	0,70	No hay dif. Significativas
MC	MC	-11,59	7,36	0,63	No hay dif. Significativas
AC	AC	-21,72	37,22	0,50	No hay dif. Significativas
CALID. D1	CALID.D3				
EC	EC	-10,78	6,12	0,54	No hay dif. Significativas
MC	MC	-30,33	24,70	0,72	No hay dif. Significativas
AC	AC	-35,51	30,51	0,51	No hay dif. Significativas
CALID. D1	CALID.D4				
EC	EC	-9,71	8,96	0,93	No hay dif. Significativas
MC	MC	-9,89	7,70	0,78	No hay dif. Significativas
AC	AC	-20,26	32,66	0,55	No hay dif. Significativas

Tabla 59. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 1 vs. 2, 3 y 4.

Resultados

Grupo 10: Se comparan los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 2 y calidad 3. (Tabla 60)

- 10.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.
- 10.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.
- 10.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 11: Se comparan los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad 2 y calidad 4. (Tabla 60)

- 11.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 11.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 11.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media		Valor p	Significación
CALID. D2	CALID.D3	inf	sup		
EC	EC	-16,89	6,22	0,32	No hay dif. Significativas
MC	MC	-16,55	15,44	0,94	No hay dif. Significativas
AC	AC	-29,41	8,41	0,21	No hay dif. Significativas
EL	EL	-5,62	16,29	0,22	No hay dif. Significativas
ML	ML	-17,95	19,95	0,90	No hay dif. Significativas
AL	AL	-29,87	13,87	0,33	No hay dif. Significativas
CALID. D2	CALID.D4				
EC	EC	-14,72	7,97	0,52	No hay dif. Significativas
MC	MC	-5,63	7,67	0,75	No hay dif. Significativas
AC	AC	-15,29	11,69	0,77	No hay dif. Significativas
EL	EL	-6,74	8,91	0,74	No hay dif. Significativas
ML	ML	-10,72	11,12	0,97	No hay dif. Significativas
AL	AL	-46,27	37,27	0,69	No hay dif. Significativas

Tabla 60. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 2 vs. 3 y 4 en el tiempo 2.

Grupo 12: Se comparan los implantes en el tiempo 2 entre hueso de calidad

Resultados

3 y calidad 4. (Tabla 61)

- 12.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 3 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 12.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 3 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 12.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 3 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media		Valor p	Significación
CALID. D3	CALID.D4	inf	sup		
EC	EC	-3,92	7,84	0,48	No hay dif. Significativas
MC	MC	-12,90	16,05	0,80	No hay dif. Significativas
AC	AC	-8,16	25,56	0,24	No hay dif. Significativas
EL	EL	-11,93	3,43	0,20	No hay dif. Significativas
ML	ML	-8,30	6,70	0,80	No hay dif. Significativas
AL	AL	-13,48	20,48	0,60	No hay dif. Significativas

Tabla 61. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 3 vs. 4 en el tiempo 2.

Grupo 13: Se comparan los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 1 y calidad 2. (Tabla62)

- 13.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 2.
- 13.4. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 2.
- 13.5. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad2.

Grupo 14: Se comparan los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 1 y calidad 3. (Tabla62)

- 14.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.

Resultados

14.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.

14.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 15: Se comparan los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 1 y calidad 4. (Tabla 62)

15.1. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 1 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.

15.4. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 1 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.

15.5. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 1 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media			
CALID. D1	CALID.D2	inf	sup	Valor p	Significación
EC	EC	0,32	13,18	0,04	Hay dif. Significativas
MC	MC	-3,77	8,00	0,44	No hay dif. Significativas
AC	AC	-28,41	51,21	0,47	No hay dif. Significativas
CALID. D1	CALID.D3				
EC	EC	0,09	10,08	0,05*	No hay dif. Significativas
MC	MC	-0,07	11,40	0,05*	No hay dif. Significativas
AC	AC	-29,51	36,51	0,41	No hay dif. Significativas
CALID. D1	CALID.D4				
EC	EC	3,02	9,74	0,00	Hay dif. Significativas
MC	MC	-0,33	13,09	0,06*	No hay dif. Significativas
AC	AC	-12,10	35,69	0,24	No hay dif. Significativas

Tabla 62. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 1 vs. 2, 3 y 4 en el tiempo 3.
*Significación en el límite.

Grupo 16: Se comparan los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 2 y calidad 3. (Tabla 63)

16.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 3.

16.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 3.

16.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 2 frente a

Resultados

los implantes anchos en hueso calidad 3.

Grupo 17: Se comparan los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 2 y calidad 4. (Tabla 63)

- 17.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 2 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 17.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 2 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 17.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 2 frente a los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media		Valor p	Significación
CALID. D2	CALID.D3	inf	sup		
EC	EC	-8,23	4,89	0,57	No hay dif. Significativas
MC	MC	-7,12	14,23	0,46	No hay dif. Significativas
AC	AC	-33,16	17,36	0,46	No hay dif. Significativas
EL	EL	3,65	10,36	0,01	Hay dif. Significativas
ML	ML	3,58	13,61	0,01	Hay dif. Significativas
AL	AL	-11,00	6,33	0,45	No hay dif. Significativas
CALID. D2	CALID.D4				
EC	EC	-5,21	4,47	0,87	No hay dif. Significativas
MC	MC	-0,68	9,22	0,09	No hay dif. Significativas
AC	AC	-15,34	16,14	0,96	No hay dif. Significativas
EL	EL	-3,34	3,84	0,87	No hay dif. Significativas
ML	ML	0,04	9,96	0,05*	No hay dif. Significativas
AL	AL	-18,17	28,17	0,45	No hay dif. Significativas

Tabla 63. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 2 vs. 3 y 4 en el tiempo 3.
*Significación en el límite.

Grupo 18: Se comparan los implantes en el tiempo 3 entre hueso de calidad 3 y calidad 4. (Tabla 64)

- 18.4. Se comparan los implantes estrechos de hueso calidad 3 frente a los implantes estrechos en hueso calidad 4.
- 18.5. Se comparan los implantes medianos en hueso calidad 3 frente a los implantes medianos en hueso calidad 4.
- 18.6. Se comparan los implantes anchos en hueso calidad 3 frente a

Resultados

los implantes anchos en hueso calidad 4.

		95% de intervalo de confianza para la media		Valor p	Significación
CALID. D3	CALID.D4	inf	sup		
EC	EC	-2,63	5,21	0,49	No hay dif. Significativas
MC	MC	-11,90	13,32	0,89	No hay dif. Significativas
AC	AC	-6,95	23,55	0,22	No hay dif. Significativas
EL	EL	-11,67	-1,83	0,02	Hay dif. Significativas
ML	ML	-11,37	4,17	0,29	No hay dif. Significativas
AL	AL	-6,57	21,23	0,19	No hay dif. Significativas

Tabla 64. Tabla de resultados de comparar diferentes calidades óseas entre si. Calidad ósea 3 vs. 4 en el tiempo 3.

Objetivo 8. Saber si existen diferencias entre los implantes colocados en maxilar superior y maxilar inferior.

Según los revisado en la literatura, los implantes colocados en maxilar inferior, sobre todo en la zona intermentoniana, consiguen una mayor estabilidad frente a los implantes colocados en el maxilar superior. Para ello hemos agrupado los implantes TSV de Zimmer dental, SL de Camlog y HI de Avinent por diámetros y longitudes por tiempos de medida, en el momento de la colocación de los implantes que es el tiempo uno, en la segunda fase quirúrgica que es el tiempo dos y a los tres meses de estar sometidos a cargas oclusales que es el tiempo tres quedando de la siguiente manera.

Grupo 1: Comparamos todos los implantes de maxilar superior independientemente de longitud, diámetro y casa comercial frente a todos los implantes colocados en maxilar inferior en los tres tiempos.

- 1..1. Implantes maxilar superior vs. Implantes maxilar inferior. Tiempo 1.
- 1..2. Implantes maxilar superior vs. Implantes maxilar inferior. Tiempo 2.
- 1..3. Implantes maxilar superior vs. Implantes maxilar inferior. Tiempo 3.

Resultados

Los resultados que se han obtenido en cuanto al coeficiente de estabilidad de los implantes en maxilar superior frente a mandíbula, la media es de 70.48 frente a 72.65, no siendo esta diferencia estadísticamente significativa con $P=.32$, esto es debido a que los resultados son muy parecidos entre maxilar y mandíbula, pudiendo ser debido al diseño de implante, ya que los diseños actuales están preparados para que el contacto hueso e implantes sea el mayor posible compensado la peor calidad ósea del maxilar superior. Esto misma comparación durante la segunda fase quirúrgica, también se obtienen valores mayores en los implantes de maxilar inferior con una media de 74.17 ISQ frente a 72.88 ISQ en maxilar superior no siendo esta diferencias estadísticamente significativa con $P=.43$. Una vez han pasado tres meses de la colocación de los implantes el coeficiente de estabilidad se sigue manteniendo superior en maxilar inferior que en mandíbula con una media de 77.83 ISQ frente a 76.20, no existiendo diferencias significativas con $P=.24$

Para el estudio de los cambios de coeficiente de estabilidad tanto en maxilar como en mandíbula, para saber si las diferentes calidades óseas determinan el coeficiente de estabilidad. Para ello se han realizado los grupos de estudio detallados a continuación.

Grupo2. Comparamos los implantes de maxilar inferior en los tres tiempos de medida.

2.1. Tiempo1 vs. Tiempo 2.

2.2. Tiempo 1 vs. Tiempo 3.

2.3. Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

Grupo3. Comparamos los implantes de maxilar inferior en los tres tiempos de medida.

3.1. Tiempo1 vs. Tiempo 2.

3.2. Tiempo 1 vs. Tiempo 3.

Resultados

3.3. Tiempo 2 vs. Tiempo 3.

En cuanto a la evolución del coeficiente de estabilidad tanto en maxilar como en mandíbula se ha observado que va aumentando a medida que va pasando el tiempo siendo no estadísticamente significativo con $P=.08$ desde que se colocan los implantes hasta el descubrimiento de éstos en maxilar inferior, pero si es estadísticamente significativo este incremento una vez los implantes están sometidos a cargas protésicas con $P=.000$ así como desde la segunda fase quirúrgica hasta terminada la prótesis y pasados tres meses con $P=.007$

Cuando nos referimos a maxilar superior, sigue el mismo patrón que maxilar inferior, pero el incremento de estabilidad desde que se colocan los implantes hasta que se miden por segunda vez el coeficiente de estabilidad no es estadísticamente significativo con $P=.43$ sin embargo cuando los implantes están sometidos a cargas oclusales este incremento si es estadísticamente significativo cuando se compara con el coeficiente de estabilidad en el momento de la cirugía con $P=0.01$. También se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en el aumento de estabilidad del implante desde que se realiza la segunda fase quirúrgica hasta que han pasado tres meses de la colocación de la prótesis definitiva con $P=.017$.

Discusión

Desde los inicios de la implantología dental, hasta los tiempos actuales como hoy en día la conocemos, descrita por Brånemark en el año 1967 [9, 108], se ha intentado predecir e incrementar el éxito de los implantes dentales, en la actualidad y debido a las altas exigencias tanto de los profesionales de la salud bucal como de los pacientes que la requieren, se ha intentado que los tiempos de tratamiento orales se acorten en duración, por lo tanto, la necesidad de saber el estado del implante dental en relación con el hueso circundante ha producido en la investigación, que se buscasen métodos para su valoración y evaluación, así como saber si un implante está preparado para ser cargado en cualquiera de los tiempos descritos por la literatura, tardío, temprano o en el momento de la cirugía[160], ya que cada vez es más común realizar carga inmediata, que es la que se realiza el mismo día de la colocación de los implantes por los diferentes profesionales de la salud buco dental, quedando por tanto el protocolo descrito por Brånemark relegado a casos en los que hay que realizar terapias alternativas a la colocación de los implantes dentales como son las regeneraciones de los grandes defectos óseos, o necesidad de modelación o de regeneración de los tejidos blandos periimplantarios.

La razón por la que se plantea este estudio es evaluar qué características macroscópicas o microscópicas de los implantes dentales afectan a la estabilidad ósea del implante dental colocado en la osteotomía, como puede ser la longitud del mismo, el diámetro coronal o corporal, el diseño de la plataforma, el tratamiento de la superficie del cuello del implante, y dentro de las inherentes al propio paciente estaría la de evaluar si la calidad ósea en la zona donde se van a colocar los implantes dentales son determinantes de la estabilidad de los mismos. Para la toma de estos registros de estabilidad, se ha utilizado un instrumento radiotransmisor que

Discusión

mide numéricamente la estabilidad de los implantes dentales mediante el análisis de la frecuencia de la resonancia, ya que al ser este un método no invasivo, se pueden tomar los registros necesarios en los pacientes en los distintos tiempos de la maduración ósea, también este es un método en el que los resultados son reproducibles por el mismo operador en distintos tiempos de registro así como es también reproducible entre distintos operadores en el mismo tiempo de la toma[161].

El desarrollo de un instrumento clínico basado en el registro de medidas de Análisis de la frecuencia de resonancia tiene usos prometedores en la implantología dental, tales como por ejemplo evaluar la estabilidad del implante dental en las distintas en las distintas fases de cicatrización ósea alrededor del implante [110].

La necesidad de medir la estabilidad del implante dental hicieron que se compararan distintos tipos de métodos, como Yoshihiro Ito y cols. en el año 2008 [124], que compararon tres métodos de estudio entre ellos; el Torque de inserción de los implantes dentales, el método Periotest® y el Análisis de la Frecuencia de la Resonancia RFA. Los tres sistema son sencillos de utilizar, pero el torque de inserción de los implantes dentales solo es aplicable en el momento de colocación de los implantes y por tanto solo de la cirugía, por lo que se encontraron en el estudio con la limitación de que no podían realizar un seguimiento del estado del implante dental en los distintos tiempos de la cicatrización ósea, con el método Periotest® se encontraron con la limitación de no poder valora la estabilidad en la posición mesiodistal de los implantes dentales y cuando realizaron el estudio experimental con el método Ostell ®, midiendo inicialmente a nivel del cuerpo del implante dental, se comprobó igualmente que no existía relación entre los datos obtenidos y el nivel de contacto hueso-implantes, sin embargo cuando esta medición se realizó a nivel del cuello del implante esta relación numérica aumentó, por lo que los resultados de este estudio coincidían con el realizado por Meredith en el año 1996. [162]

Discusión

También es importante a la hora de utilizar un instrumento de medición, evaluar si los resultados que se obtienen son reproducibles tanto intraoperador en el mismo o diferentes tiempos de medición, como entre operadores en el mismo tiempo de medición, para ello Brouwers y cols. [163] intentaron demostrar que no existían diferencias entre los dos aspectos antes mencionados y para ello tomaron 8 mandíbulas humanas y colocaron en las mismas 33 implantes y los resultados fueron de una variación de 0,46 % para la realización de medidas intraoperador, siendo este valor estadísticamente no significativo y calificado en el artículo de bueno y para 0,70 % entre diferentes operadores siendo de bueno a excelente e igualmente estadísticamente no significativo.

Intentando demostrar que el método Osstell ® es un buen instrumento de medición al igual que reproducibles Lachman y cols. [127]. en el año 2006 hicieron un estudio comparativo entre el método Periotest®, que es un sistema que consta de una pieza de mano que mediante la emisión de pulsaciones detecta la movilidad del implante en la osteotomía, y el método Osstell ®, concluyendo que ambos métodos eran adecuados para controlar la estabilidad del implante en un ambiente clínico.

Con este mismo propósito Lachmann [164] publicó en el año 2007 un artículo en el cual evaluaba las distintas técnicas de probabilidades diagnósticas para pacientes con periimplantitis y determinar cuál de ellos podrían ser reproducibles por el mismo operador o entre distintos operadores, para ello examinó a 20 pacientes con periimplantitis realizando diversas pruebas como son : Estudio microbiológico periimplantario, signos clínicos de inflamación oral, profundidad de sondaje en la zona del implante, pérdida crestal ósea marginal periimplantaria, periotest® en el implante y Ostell ® en el implante, determinando que algunos de estos métodos diagnósticos son reproducibles entre ellos, como por ejemplo el método Ostell

Discusión

® que es el instrumento diagnóstico que se propone evaluar en la tesis y planteado en este estudio.

Debido al coste superior del aparato del Osstell Mentor®, Degidi y cols.[165] realizaron un estudio comparativo entre la percepción manual de la estabilidad de los implantes en el momento de la colocación de éstos por un clínico experimentado y la medida real que proporciona el Osstell Mentor®, obteniendo diferencias estadísticamente significativas entre los resultados obtenidos entre la estabilidad percibida por el clínico y la obtenida mediante el sistema Osstell®, llegando a la conclusión que por muy experimentado que esté el clínico en la colocación de los implantes dentales, esta percepción varía entre diferentes individuos, por lo tanto se determinó que el uso del sistema de Osstell Mentor® reproduce con mayor fiabilidad la estabilidad real del implante dental.

Aún teniendo limitaciones, el método Osstell Mentor® es hoy en día el sistema más utilizado para poder hacer el seguimiento de la cicatrización ósea alrededor del implante dental y así poder ayudar al clínico a decidir cuando un implante dental está preparado para la rehabilitarlo protésicamente como publicó Meredith y cols. en el año 1998 [128, 129].

Sin embargo, Hobkirk y cols.[166] en una revisión bibliográfica realizada en el año 2006 escribieron que el método Osstell® no es un método para la evaluación clínica de los implantes dentales ya que no hay unos baremos o niveles establecidos para determinar dicho éxito o fracaso del tratamiento implantológico, determinando que no es justificable su uso en la práctica diaria.

Otra cuestión a tener en cuenta a la hora de realizar la medición con el método Osstell® es la fuerza y por tanto el torque con la que se atornilla el dispositivo imantado denominado Smartpeg® a la rosca del implante dental, ya que dependiendo de esta fuerza el coeficiente de estabilidad del

Discusión

implante varía, ante esta cuestión Meredith [162] y cols. en el año 1996 realizaron un experimentos apretando el smarteg® a diferentes newtons de torque, determinado que la fuerza ideal para apretar el smartpeg® es de 10Ncm, consiguiéndose esta fuerza fácilmente de forma manual y sin necesidad de elemento mecánico y que las diferentes fuerzas aplicadas no afectaron de forma estadísticamente significativa los registros de los diferentes coeficiente de estabilidad en los diferentes niveles de torque de apretamiento realizados sobre los smartpegs®.

La hipótesis repetida de que las diferentes orientaciones del emisor de la onda de radiofrecuencia del Osstell® con respecto al smartpeg® colocado en el implante dental puedan variar los resultados obtenidos finales descrita por algunos autores hicieron que Jong [167] y cols. necesitasen comprobar si era necesario tomar las diferentes medidas en el sentido bucolingual y mesiodistal, para ello colocaron 71 implantes en una solo fase quirúrgica, en aquellos pacientes que solo tenían la ausencia de un molar mandibular por hemiarcada. Los datos obtenidos del coeficiente de estabilidad varió dependiendo de la orientación del haz emisor del Osstell Mentor, pero en ninguno de los datos registrados, tanto en el momento de la cirugía, como a las 4 y 10 semanas de la colocación del implante hay diferencias estadísticamente significativas con unos valores de $P= 0.063$, $P= 0.469$, y $P= 0.671$, por lo tanto no es imprescindible realizar una medida en cada una de las dos orientaciones según este autor.

Este mismo resultado se mantuvo cuando los implantes colocados son estudiados por diferentes empresas comerciales, sin embargo en un estudio realizado por Seong y cols. [168] cuando midieron los niveles de estabilidad en estas mismas orientaciones indicadas, si obtuvieron unos datos con diferencias estadísticamente significativas, pero hay que tener en cuenta que no fue un estudio “in vivo” si no que utilizaron mandíbulas de cadáver humano, por lo que los resultados pueden variar con respecto a los estudios realizados “in vivo”.

Otras de las dudas que se les presentaban a los diferentes autores a la hora de utilizar el smartpeg®, es que este hubiese perdido su imantación durante los diferentes usos y por lo tanto diese registros incorrectos en diferentes tomas, así como si este dispositivo si se esterilizaba mediante autoclave perdía o no sus propiedades como elemento de rebote de la señal, para comprobar todo ello Balshi y cols. [117] hicieron un estudio sobre mandíbulas plásticas en las que comparaban dos smartpeg® diferentes, obteniendo de las medidas registradas igual coeficiente de estabilidad en todos los registros, por lo tanto, las diferencias entre dos smartpeg® diferentes implica que uno de ellos no funciona correctamente como elemento de reflexión de la onda electromagnética, en este mismo estudio también se esterilizaron algunos transductores para evaluar si perdían o no sus propiedades magnéticas y observaron que al medir la estabilidad de los implantes dentales con ellos, el coeficiente de estabilidad obtenido era menor que con los smartpeg® no esterilizados mediante autoclave.

Evaluación del Diámetro

Uno de los parámetros que pueden determinar la estabilidad de los implantes dentales en el hueso es el diámetro de los mismos, por ello en este estudio se han comparado implantes de iguales longitudes corporales y diferentes diámetros implantarios, para comprobar si esta característica es determinante para la variación de dicha estabilidad. En los resultados obtenidos en el presente estudio cuando se han comparado los diferentes diámetros de los implantes dentales, solo en algunos casos hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas, por ejemplo en la medida del coeficiente de estabilidad en el tiempo uno, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los implantes de diámetro estrecho y de diámetro medio del implante TSV con un valor $P=.021$. Pero esto no se mantienen en el tiempo 2 ni el tiempo 3, con los mismos modelos de implantes dentales, no encontrando diferencias estadísticamente

Discusión

significativas entre los diámetros de los distintos implantes dentales estudiados siendo el $P > 0.5$.

Cuando comparamos las medias de los distintos diámetros de los implantes se observa que los de mayor diámetro obtienen mejores resultados de coeficiente de estabilidad que los implantes de menor diámetro tanto en las medidas del tiempo 1, tiempo 2 y tiempo 3, de los implantes SL de Camlog y TSV de Zimmer, al igual que los resultados obtenidos por Simunek y cols.[112] analizando en sus estudios 526 implantes, en el que el coeficiente de estabilidad fue mayor en los implantes de 5 mm de diámetro frente a los implantes de 3,75 mm de diámetro siendo la media para ambos modelos de 75.1 ± 5.2 y de 72.1 ± 4.9 respectivamente.

Otros estudios corroboran esta hipótesis entre ellos Araceli Bonarat y cols. [169] que comparando implantes dentales de diferentes diámetros corporales determinaron que los implantes dentales de mayor diámetro conseguían un mayor coeficiente de estabilidad, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los implantes dentales de diámetro 4,2 mm y 5,5 mm con unos valores de $F = -2,74$ y $P < .05$. A diferencia con los dos autores mencionados anteriormente la comparación realizada en este estudio, no hay diferencias estadísticamente significativas entre el implante de diámetro medio y ancho, esto podría deberse a que el implante de diámetro considerado ancho es menor en esta tesis que el estudiado por estos dos autores, siendo de 4.7 mm de diámetro en este estudio y de 5.5 mm en los dos estudios mencionados, si hay que indicar que el uso de los implantes de 5.5 mm de diámetro cada vez está menos solicitado en la práctica implantológica dental actual al contrario que la de los implantes de 4.7 mm de diámetro.

En consonancia con el presente estudio, Ohta y cols. [170] en un estudio realizado sobre elementos finitos, colocaron implantes diámetros de 3.5 mm, 4.3 mm, y 5mm de diámetro coincidiendo sus resultados con esta

Discusión

tesis, ya que también para ellos los implantes dentales de mayor diámetro corporal obtuvieron un mayor valor en el coeficiente de estabilidad, siendo de 75 unidades ISQ para el implante de 3.5 mm de diámetro y de 80 unidades ISQ para el implante de 5 mm de diámetro.

Sin embargo en un estudio realizado por Akkocaoglu y cols. [171] en el que comparaban dos modelos de implantes con diámetros de 4,1 mm y de 4,8 mm. manteniendo en ambos casos una longitud de 12 mm, en el que si observaron que el implante de mayor diámetro tenía mayor estabilidad primaria que el implante de 4,1 mm y que esta diferencia si es estadísticamente significativa. Esta discrepancias entre ambos experimentos realizados, pueden deberse a las diferentes condiciones en las que se han realizado los dos estudios a comparar, ya que el realizado por Akkocaoglu fue sobre cadáver humano, así como por la diferencia entre el diseño de implantes dentales utilizados que en el del autor Akkocaoglu es un implante dental recto y el del presente estudio es en pacientes y los implantes tienen diseño cónico.

De igual manera, en el artículo publicado por Han y cols. [172] en el año 2010 donde también estudiaban la evolución de la estabilidad del implante dental en diferentes tiempos de cicatrización ósea para dos de los diámetros de implantes dentales, los de 4,1 mm y de 4,8 mm., el coeficiente de estabilidad primaria mayor fue para los implantes dentales de 4.8mm. Lo que no evaluaron es, si la diferencia de datos entre ambos diámetros era estadísticamente significativa, ya que el objetivo de su estudio fue comparar dichos diámetros de implantes dentales de forma independiente en distintos tiempos de cicatrización ósea, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre dichos tiempos, pero con un incremento de la estabilidad desde el momento de la colocación de los implantes que es la estabilidad mecánica hasta los tres meses que es la estabilidad biológica, coincidiendo con los resultados que se han obtenido en el presente estudio.

Discusión

En esta misma línea Huwiler y cols. [173] publicaron un estudio realizado sobre 4 pacientes a los que les colocaron implantes dentales de 4.1 mm y de 4.8 mm. de diámetro, y obtuvieron un mayor coeficiente de estabilidad en los implantes dentales de mayor diámetro en el momento de la cirugía por tanto la mecánica y cuando la estabilidad se volvió a medir a los tres meses, por tanto la biológica, el coeficiente de estabilidad seguía siendo mayor para los implantes dentales de 4.8 mm de diámetro sufriendo ambos modelos en estos tres meses un incremento del coeficiente de estabilidad, por tanto la biológica, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre las dos mediciones.

Bischof y cols. [114] compararon los implantes dentales entre los diámetros de 4,1 mm y 4, 8 mm con una media de 57.4 ± 6.6 y de 55.3 ± 8.0 , por tanto, el resultado obtenido es que el diámetro no tiene diferencias estadísticamente significativas $P=0.26$, cuando se comparan los diámetros entre los implantes colocados, coincidiendo con nuestro estudio al comparar implantes de diámetro medio y ancho. Si esta variación además se extrapola a los diferentes maxilares, superior e inferior, obtuvieron datos de que los implantes dentales colocados en maxilar y los implantes dentales colocados en mandíbula tampoco tienen diferencias estadísticamente significativas en los valores de los dos grupos, siendo para los dos diámetros de implantes colocados en mandíbula de $P= 0.16$ NS y para los colocados en el maxilar de $P=0.37$ NS.

Evaluación del Diámetro coronal

Una de la características que pueden modificar el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales es el diámetro coronal del mismo. Los resultados que se han obtenido en el presente estudio son:

- Para el modelos de implante dental TSV, donde se comparan dos implantes dentales de diferente diámetro e igual plataforma

Discusión

coronal, siendo los diámetros de los implantes dentales de 3,5 mm y de 4.1 mm con una plataforma idéntica de 3.5 mm. No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los dos modelos de implantes dentales con unos valores de $P = .62$ en el tiempo 1, de $P = .52$ en el tiempo 2 y de $P = .72$ en el tiempo 3.

- Para el modelo de implante dental HI de Avinent donde la plataforma de los implantes dentales estudiados es igual para todos los diámetros, no se puede evaluar esta diferencias en el presente apartado.
- Con respecto al modelos de implante dental SL de Camlog, que mantienen el mismo diámetro coronal y diámetro del cuerpo del implante dental, no se puede evaluar esta diferencia en el presente apartado.

En estudios como el de Payam y cols. [6] obtuvieron menor coeficiente de estabilidad en los implantes dentales de plataforma ancha, que en los implantes dentales de plataforma regular, estos resultados coinciden con el presente estudio, si hay que indicar que estos resultados no fueron estadísticamente significativos siendo un valor de $P = 0.06$

Evaluación de Cuello pulido vs. cuello tratado.

Los resultados que se han obtenido en esta tesis es que hay diferencias estadísticamente significativas entre el cuello pulido de los implantes Camlog® de 1,4mm. y el cuello tratado con $P = .00$ una vez se ha establecido la osteointegración, esto puede se debido a la reabsorción ósea que se produce alrededor del cuello pulido quedando disminuido el coeficiente de estabilidad, basándonos en el estudio realizado por Frank Schwarz y cosl. [174] en 2008 compararon implante de cuello pulido y cuello tratado donde la mayor reabsorción ósea se produjo en los implantes cuello pulido. . El no encontrar diferencias estadísticamente significativas en las

Discusión

dos primeras medidas se puede explicar que en la primera la estabilidad viene dada por características externas al cuello del implante y en la segunda medida aún sigue el proceso de remodelado óseo. Cuando se ha comparado el implante TSV® de Zimmer dental® con el implante HI® de Avinent®, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas con $P > .05$ en las tres medidas realizadas, esto puede ser a que el cuello pulido de este sistema de implantes es más pequeño que el de la casa Camlog® no estableciéndose así diferencias entre los dos sistemas, además el implante TSV tiene triple espira, que los diámetros de los implantes no son tan semejantes como los implante SL®, todo en su conjunto puede influenciar en los resultados finales.

Evaluación de la Longitud

Una de las características que podrían variar o determinar el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales podría ser la longitud de los mismos, ya que en el mercado dental podemos encontrar multitud de medidas longitudinales, desde los 6 mm a los 18 mm o inclusive mas. Debido al riesgo anatómico que supone el colocar implantes dentales tan largos, sobre todo en huesos muy compactos, que pueden provocar un sobrecalentamiento durante la osteotomía o bien durante la inserción del implante dental, lo que conllevaría al fracaso del tratamiento odontológico implantológico por osteonecrosis. Por lo tanto estos factores nos ayudarían a elegir la longitud del implante más adecuado para cada caso, no solo en función de la cantidad de hueso remanente, sino por la proporción corona protésica implante, ya que para evitar problemas posteriores una vez se ha rehabilitado el implante dental con la prótesis definitiva, cuando la proporción corona implante es la más adecuada sirve para evitar sobrecargas del mismo. Los datos que se han obtenido en el presente estudio es que a mayor longitud de los implantes dentales en implantes de diámetro medio y ancho, menor es el coeficiente de estabilidad en las tres empresas comerciales estudiadas, sin embargo en los implantes dentales estrechos a mayor longitud estos, mayor coeficiente de estabilidad. Esto podría deberse

Discusión

a que los implantes de diámetro medio y anchos, conforme aumenta la longitud, como son implantes radiculares se van separando de las corticales tanto vestibular como lingual, sin embargo como el implante estrecho está en menos contacto con la cortical compensa su estabilidad anclándose en el hueso esponjoso.

Por ello en el estudio realizado por Simunek [112] en el que valora el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales independientemente del diámetro de los mismos obtuvo de media 70.8 ± 6.1 , 73.4 ± 5.3 , 72.0 ± 4.4 , 72.2 ± 5.0 , y 71.9 ± 4.6 para las longitudes de 10 mm , 12 mm, 14 mm y 16 mm respectivamente.

Otros autores como Mashiko [110] no obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los implantes dentales de distintas longitudes obteniendo resultados similares a lo largo de 1 año de seguimiento, utilizando implantes Brånemark.

También se escribe sobre la estabilidad de los implantes dentales cuando se refiere a la longitud en relación inversa con el análisis de la radiofrecuencia, aplicando esta desde un punto de comparación inversamente proporcional, como en el caso de autores como Mihoko y cols. [108] que han demostrado que la longitud del implante dental es inversamente proporcional a la RFA con un coeficiente de correlación de $r = -0.94$ in vitro y de $r = -0.78$ in vivo, sin embargo, los resultados obtenidos en este estudio reflejan que a mayor longitud del implante dental, mayor es el coeficiente de estabilidad, aunque este dato obtenido no es estadísticamente significativo con un $P > .05$ en todas las comparaciones realizadas entre los implantes dentales de igual diámetro y de distinta longitud.

Payam y cols. [6] obtuvieron que a menor longitud de los implantes dentales hay un mayor coeficiente de estabilidad en un estudio sobre 108 implantes dentales de 10 mm con un valor de 70,8 ISQ de media, para la

Discusión

longitud de 12 mm de 69.2 ISQ y para los implantes de 13 mm de longitud de 67.2 ISQ, con un valor $P > 0.05$, por lo tanto las diferencias no son estadísticamente significativas, sin embargo en este estudio para implantes dentales de similar diámetro, el coeficiente de estabilidad es mayor en implantes de mayor longitud que son los de 13 mm que en los implantes dentales de menor longitud que son los de 11 mm, siendo la media para el implante TSVec de 64.09 ISQ, para el implante TSVel de 67.60, para el implante SLec de 68.20, para el implante SLel de 73.20 ISQ y para los implante HIec de 76 ISQ y Hiel de 79 ISQ.

También otros autores como Araceli Bonarat y cols. [169] en el mismo estudio anteriormente mencionado, compararon los implantes dentales de diferentes longitudes, obteniendo un mayor coeficiente de estabilidad en los implantes dentales de menor longitud, siendo estadísticamente significativa esta diferencia sobre todo entre los implante de 11,5 mm y de 16 mm. de longitud.

A diferencia de los autores anteriores, Stephen y cols. obtuvieron un mayor coeficiente de estabilidad en implantes dentales de mayor longitud, siendo la media para los implantes dentales de 4 mm de diámetro de 67 ISQ para los implantes de 10 mm de longitud y de 70 ISQ para los de 13 mm [117] coincidiendo con los datos obtenidos en el presente estudio realizado para esta tesis doctoral.

Barewal y cols. [5] no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los implantes dentales de diferentes longitudes, siendo sus valores de $P = .30$ y las longitudes entre 10 mm y 12 mm, al igual que tampoco obtuvieron diferencias que afecten al aumento de la estabilidad de los implantes dentales durante los diferentes periodos de osteointegración de los implantes.

Discusión

Piero Barelli [135] en un estudio realizado sobre 45 implantes dentales con longitudes de 7 mm, 8.5 mm, 10 mm, 11 mm, 12 mm, 13 mm, 15 mm y 18 mm., medidos al año de estar sometidos a cargas oclusales, obtuvieron unas medidas de coeficientes de estabilidad media de 60 ISQ, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre los implantes de las distintas longitudes mencionadas.

Ersanli [130] en sus estudios no encontró diferencias estadísticamente significativas entre implantes dentales de distintas longitudes, tanto en el momento de la colocación de los mismos, a los tres meses, como una vez sometidos a cargas protésicas.

Bischof [114] obtuvo resultados en sus estudios de que la longitud no es estadísticamente significativa en cuanto a la estabilidad primaria obteniendo valore de $P = 0.81$ NS, siendo las longitudes de estudio desde los 8 mm a los 13 mm. Coincidiendo con los datos obtenidos por estos autores estos autores y con el presente estudio.

También Brochu y cols. [175] tampoco obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre implantes dentales de diferentes longitudes.

En un estudio sobre 105 implantes realizado por Calvo y cols. [30], en el cual estudiaban diferentes parámetros entre ellos la longitud de los implantes dentales, obtuvieron en el primer registro del coeficiente de estabilidad que los implantes de 8 mm de longitud, tenían un menor coeficiente de estabilidad que los implantes dentales de 10 mm y de 13mm, sin embargo los de 10 mm tenían mayor estabilidad que los de 13 mm, de longitud, si equiparamos las longitudes de los implantes dentales de 10 mm y de 13 mm con las realizadas en el presente estudio, que son de longitudes de 11 mm y de 13 mm, en algunos diámetros usados ocurre lo contrario, que a mayor longitud del implante dental mayor coeficiente de estabilidad, pero

en otros modelos de implantes dentales como son los de diámetro ancho y medio, también el coeficiente de estabilidad disminuye con la longitud del mismo. En cuanto al cambio de estabilidad basándonos en la longitud, Calvo y cols. muestran una disminución de la estabilidad del implante a los 3 meses de la colocación del mismo, al contrario que los resultados obtenidos por el presente estudio y sin embargo a los 12 meses hay un aumento de la estabilidad de los implantes coincidiendo con los resultados obtenidos en esta tesis. Hay que reseñar que estos autores no analizan si hay diferencias estadísticamente significativas entre los resultados registrados.

La longitud de los implantes dentales no afecta a la estabilidad del implante, asegura Hong y cols. [176] en un estudio realizado sobre 42 implantes con longitudes de 8 mm, 10 mm y 12 mm, con un nivel de significancia de $P = 0.389$, siendo para el implante dental de 10 mm el mayor coeficiente de estabilidad y para el implante de 8 mm el de menor valor.

Evaluación de la Comparación entre calidades óseas

La relación entre el hueso y el implante dental ha sido siempre esencial para la osteointegración [177], por lo tanto en este estudio se ha intentado detectar los cambios que hay en la relación hueso e implante durante tres momentos en el tiempo de esta relación, ya que la osteointegración representa un proceso dinámico durante su establecimiento y mantenimiento [178]. Tras analizar los resultados obtenidos en los tres tiempos de medida, en el tiempo 1 que es día de la colocación del implante dental, y en el tiempo 2 que es el momento del descubrimiento, no hay diferencias estadísticamente significativas entre los implantes de iguales características macroscópicas en cuanto la longitud y el diámetro entre las distintas calidades óseas presentes en maxilar superior y maxilar inferior.

En cuanto al tiempo 3 que es el momento pasado un tiempo después de realizada la carga del implante dental, solo en los diámetros

Discusión

denominados estrechos si se han encontrados diferencias estadísticamente significativas sobre todo en los implantes de mayor longitud de los estudiados denominados largos;

- con un valor de $P = 0.04$ entre las calidades óseas calificadas como D1 y D2.
- con un valor de $P = 0.01$, entre los implantes estrecho y largos y calidades óseas D2 y D3
- con los implantes estrechos largos entre calidad ósea D3 y D4 con un valor $P = 0.04$.

A excepción de estos tres resultados, que podrían ser debido a la remodelación ósea por las cargas a lo que están sometidos estos implantes dentales y haber provocado esta variación por la corticalización ósea en las paredes óseas de contacto con el implante dental, el resto de los datos registrados no han dado diferencias estadísticamente significativas siendo un valor de $P > .05$.

Considerando la estabilidad primaria del implante dental y la densidad ósea del sitio de colocación del mismo, se han considerado como determinantes como esenciales para la supervivencia de los implantes dentales, se observa que los mejores resultados se han obtenido en las localizaciones con huesos calidad D1 y D2, coincidiendo así con autores como Masahiko y cols. [110] que los peores resultados los obtuvieron en zonas de calidad ósea D3 y D4, pero tampoco obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los distintos tipos de calidades óseas a diferencia del presente estudio

Para determinar el comportamiento del implante dental en las distintas calidades óseas, Huang y cols. [179] desarrollaron un modelo 3D de elementos finitos de un implante de titanio tipo cilíndrico introducido en bloques de hueso con diferentes calidades óseas, los resultados que

Discusión

obtuvieron fue que la frecuencia de la resonancia en hueso de calidad D1, fue mayor que en los bloques de hueso calidad D4, este experimento coincide con los resultados obtenidos en nuestro estudio donde el coeficiente de mayor estabilidad se obtuvo en hueso tipo D1.

Turkyilmaz y cols. [180] en un intento de relacionar la densidad ósea con el coeficiente de estabilidad, desarrollaron un estudio colocando 24 implantes en mandíbulas de cadáver humano totalmente edéntulas, obteniendo una correlación positiva con valores de $r = 0.557$ y de $P < .05$., por lo que concluyeron que la densidad ósea si determina la estabilidad del implante. Este mismo autor en 2008 [181] quiso conocer que calidad ósea es ideal para realizar carga inmediata con implantes dentales, para ello colocó 100 implantes y relacionó el coeficiente de estabilidad que obtuvo con las medidas de los datos y la densidad ósea de la zona de colocación de los mismos, ya que el coeficiente de estabilidad mínimo para estos autores es de 47. Los resultados que obtuvieron fueron similares a los que desarrolló en el estudio sobre las mandíbulas de cadáver humano, dando como resultado del presente estudio que a mayor densidad ósea en las zonas de colocación, mayor coeficiente de estabilidad de los implantes colocados.

La preocupación de algunos autores debido a la baja calidad ósea que presenta normalmente la zona anterior y posterior maxilar, han investigado como podrían mediante la modificación de la técnica quirúrgica mejorar la calidad de la zona y al mismo tiempo aumentar el coeficiente de estabilidad primaria de los implantes colocados. Por este motivo Turkeyilmaz y cols. en 2008 [182] experimentó con dos técnicas quirúrgicas diferentes que consistían en que la última fresa del grupo de estudio fuese más que la longitud de implante. Los resultados que obtuvo fue que los grupos de implantes que se colocaron en la osteotomía realizada con la modificación de la técnica dieron mayor coeficiente de estabilidad que los implantes colocados en la osteotomía donde la última fresa se introduce hasta la longitud del implante, pero este aumento de estabilidad de los implantes dentales

Discusión

colocados con esta técnica, no fueron estadísticamente significativos con un valor de $P > .05$.

Así mismo, García-Vives y cols. [98] prepararon el lecho óseo con osteotomos con la intención de modificar la densidad ósea alrededor de los implantes dentales, definiéndolos como hueso de alta densidad, densidad media y densidad baja, obteniendo un coeficiente de estabilidad similar en los tres tipos de hueso, lo que si observaron fue que de los dos implantes dentales que colocaron, que en este caso fueron los implantes Swiss Plus de Zimmer dental, consiguieron una mayor estabilidad que el implante MK III de Nobelbiocare, siendo esta diferencia estadísticamente significativa en los huesos de alta densidad y baja densidad con un valor de $P = .024$, por lo tanto determinaron que los implantes con cuerpo cónico suelen tener mayor estabilidad que los implantes de cuerpo recto.

Otro intento de variar la estabilidad de los implantes dentales aumentando la calidad ósea alrededor de ellos fue realizada por Proff y cols. colocando los implantes de la empresa Frialit, un grupo con la secuencia de fresado determinada por la empresa comercial denominado grupo control y el grupo de estudio la osteotomía se realizó mediante osteotomos. Los resultados obtenidos para este estudio fueron mejores para los implantes colocados en el lecho óseo realizado con osteotomos con una media 67 ± 3.32 frente a 65.6 ± 3.29 , pero no siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

En el estudio publicado por Akça y cols. en el año 2006 donde comparaban dos marcas de implantes dentales; Strauman® y Astra Tech® en distintas localizaciones anatómicas, determinaron que tanto en el implante de Strauman como en los implantes de Astra Tech el coeficiente de estabilidad primaria era mayor para los dos sistemas de implantes, en mandíbula que en maxilar con una media para el implante dental de 4 mm de diámetro y 10 mm de longitud de Strauman para mandíbula el valor

Discusión

medio era de 81,66 ISQ y en el maxilar era de 76,33 ISQ, en el otro modelo la media de coeficiente de estabilidad para el implante de la empresa Astra Tech de 4 mm de diámetro y 10 mm longitud para mandíbula era de 83,66 ISQ y para el maxilar era de 70,66 ISQ, coincidiendo con los resultados que se han obtenido en este estudio, ya que para los implantes dentales de diámetro medio que el coeficiente de estabilidad primaria es mayor en la mandíbula que en el maxilar con una media de 75,50 ISQ y 73,40 ISQ respectivamente para cada una de las localizaciones antes mencionadas. En este artículo descrito anteriormente tampoco valoran si hay diferencias estadísticamente significativas entre los datos recogidos entre el maxilar y la mandíbula.

Los datos obtenidos en este estudio, apoyan los estudios realizados por Bahat O. (42) y Doundoulakis JH, publicados en los años 2000 y 2003, en los que las lecturas obtenidas de ISQ durante las fases tempranas de cicatrización ósea, hay mayor estabilidad en la posición mandíbula que en el maxilar.

Pero coincidiendo con Bonarat y cols.[169] en un estudio realizado en 41 pacientes y colocados 133 implantes dentales de diferentes diámetros y longitudes, obtuvo una relación directa entre el coeficiente de estabilidad y la densidad ósea en la situación donde se colocaron los implantes dentales, siendo mayor la estabilidad en mandíbula con una media de 68,9 ISQ y por el contrario en el maxilar era de 57,8 ISQ, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ellos.

Pero Vanden Bogaerde y cols. [183] en el año 2010 en un estudio realizado con 66 implantes dentales, que aún no siendo sus resultados estadísticamente significativos, el coeficiente de estabilidad de los implantes fue mayor en la colocación maxilar que en la mandíbula.

Discusión

De igual manera, Nkenke y cols. [109] en un artículo publicado en el año 2003, donde comparaban el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales en maxilar y en mandíbula, afirman que la calidad ósea mandibular es superior a la del maxilar, por lo que el éxito de los implantes en mandíbula es más predecible que en el maxilar superior, ya que manteniendo la geometría del implante sin variación y la técnica quirúrgica, radicando la diferencias entre ellos solo en la localización anatómica donde fueron colocados los implantes dentales, lo lógico es que tuvieran una mayor predecibilidad. En este estudio obtuvieron mayor estabilidad en los implantes dentales colocados en la zona mandibular, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ellos con un valor $P = .431$

Otros autores si encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el coeficiente de estabilidad y la densidad ósea, así Farré-Pagès y cols. [184] en un estudio realizado con 54 implantes dentales colocados en maxilar superior en la región anterior y posterior y también colocados en mandíbula con igual distribución encontraron los datos anteriormente reseñados.

Coincidiendo con estos autores, Gallucci y cols. [52] estudiaron los cambios a los que están sometidos los implantes dentales que son cargados en el momento de la cirugía, por tanto carga inmediata, para ello utilizaron distintos métodos para evaluar la pérdida crestal ósea marginal, para saber si los implantes cumplían con la estabilidad primaria necesaria para hacer carga inmediata que la evaluaron en 45 ISQ y 55 ISQ en mandíbula y maxilar respectivamente, midieron dicha estabilidad con el Ostell® y aunque la base del estudio no fue comparar la estabilidad en distintas calidad óseas, si especificaron los coeficientes de estabilidad primaria obtenidos en mandíbula y maxilar, siendo para la primera localización de 65 ± 6.5 y para la segunda localización de 60 ± 4.1 .

Discusión

Otros autores incidieron en el mismo hecho ya que obtuvieron un mayor coeficiente de estabilidad en mandíbula que en maxilar, esto sucedió en el estudio realizado por Kahraman y cols. [185], donde la media del coeficiente de estabilidad primaria para los implantes dentales colocados en la mandíbula fue de 76 ISQ y para el maxilar de 60 ISQ, siendo esta diferencia estadísticamente significativa con un valor $P = .001$.

Resultados similares también obtuvieron Karl y cols. [186] cuando compararon los implantes dentales colocados en maxilar y en mandíbula, siendo mayor la estabilidad de los implantes en mandíbula con una media de 71.92 ISQ en la zona anterior y 75.98 ISQ en la zona posterior, frente al coeficiente de estabilidad en maxilar que fue de 69.41 ISQ en la región anterior y 69,89 ISQ en la zona posterior de la misma. Ahora bien, si se evalúan estos datos obtenidos con la clasificación de Lekholm y Zarb en cuanto a las calidades óseas y su localización más común, los resultados obtenidos no coincidirían con los obtenidos en este estudio ya que el coeficiente de estabilidad mayor no correspondería con el hueso calidad tipo D1. En este mismo artículo tomaron una segunda medida tras el periodo de remodelación ósea, pero no es comparable con el estudio realizado en la presente tesis, ya que para cada una de las regiones anatómicas toma un periodo diferente.

Evaluación de los cambios según densidad ósea

Uno de los objetivos del presente estudio es cuantificar los patrones de estabilidad de los implantes desde que estos son colocados en la osteotomía hasta que son sometidos a cargas oclusales en distintos tipos de hueso. Cuando se especifican los cambios de estabilidad durante el proceso de remodelación ósea, hay que tener en cuenta que la evolución de los coeficientes de estabilidad en los implantes dentales varían, según si estudiamos las distintas calidades óseas.

Discusión

Los datos que se han obtenido para cada tipo de calidad, en un estudio realizado por Barewal [5] y cols., que colocaron 26 implantes dentales de los cuales el 29,6% se colocaron en hueso Tipo D1, el 3% en hueso Tipo D2, 34% en hueso Tipo D3 y un 33,4% en hueso Tipo D4. Este autor quería evaluar la evolución del coeficiente de estabilidad en distintos periodos de la cicatrización, estableciendo diferentes semanas para ello, de las cuales se van a comparar con este estudio solo la semana 10 y la semana 26 que es cuando ya está colocada la prótesis definitivamente sobre el implante dental. Los resultados que obtuvieron son similares a los obtenidos en el presente estudio, ya que la estabilidad de los implantes aumentó siendo estadísticamente significativa en los huesos de calidades tipo D2 y D3 con un valor $P = .002$, igualmente en hueso de calidad Tipo D4 también hay diferencias estadísticamente significativas con un valor $P = .001$. Esta norma se rompió con el hueso de calidad Tipo D1, en el cual aun habiendo aumento del coeficiente de estabilidad del implante dental este no fue estadísticamente significativo. En cuanto al segundo tiempo a evaluar, que se va a analizar a las 26 semanas de la colocación del implante dental en el paciente, para ver si el cambio de estabilidad entre la semana 10 y la semana 26 es notorio y significativo, obteniendo unos resultados que son que, el aumento del coeficiente de estabilidad es estadísticamente significativo con un valor de $P = 0.001$.

Simunek y cols. [112] en un estudio realizado sobre 526 implantes dentales, en el que comparaban diferentes características de los implantes dentales además de su evolución, observaron que en los implantes con menor estabilidad había un aumento de esta una vez finalizado el proceso de remodelado óseo, este aumento de estabilidad fue estadísticamente significativo en los implantes, con una media que va desde los valores 64.2 ± 2.8 ISQ a los valores 66.8 ± 5.6 ISQ, con un valor de $P < .001$. Igualmente en el mismo estudio los implantes dentales colocados con una estabilidad primaria moderada con una media inicial de 70.0 ± 1.4 ISQ a 70.3 ± 5.4 ISQ y los implantes dentales con una estabilidad primaria alta, sufrieron una

Discusión

disminución del coeficiente de estabilidad siendo este estadísticamente significativo pasando de media de 75.9 ± 2.6 ISQ a 72.0 ± 5.0 ISQ, con un valor de $P < .001$.

Esta variación está en concordancia con lo que ocurre en el presente estudio realizado, en el que el coeficiente de estabilidad menor obtenido es de $64,09 \pm 3,54$ ISQ, llegando en este caso a una estabilidad de $77,09$ ISQ pasados los tres meses desde la colocación de los implantes dentales, siendo esta diferencia estadísticamente significativa con un valor de $P = .02$., no obstante en los implantes con un coeficiente de estabilidad aproximado a los valores medios de este artículo no hay diferencias estadísticamente significativas siendo la media desde los valores $67,60 \pm 4,36$ ISQ a los valores $75,40 \pm 1,96$ ISQ, con un valor de $P = .417$ y para los implantes de mayor coeficiente de estabilidad que coinciden con los implantes de mayor diámetro la media va desde $79 \pm 3,00$ ISQ a $77,50 \pm 2,84$ ISQ siendo esta disminución estadísticamente significativa con un valor de $P = .045$ no coincidiendo los resultados con el artículo mencionado anteriormente de Simunek y cols.

Sin embargo este mismo autor ha encontrado ligeras diferencias significativas entre los implantes colocados en las zonas anatómicas con calidades óseas tipo D2 y D3 con un valor de $P = .03$, las medias obtenidas del coeficiente de estabilidad primaria para los cuatro tipos de densidades óseas estudiadas en la presente tesis, coinciden con lo publicado por este autor obteniendo unos valores de media de $72,4$ ISQ para hueso de calidad tipo D1, un valor de $71,8$ ISQ para huesos de calidad tipo D2, un valor de $72,7$ ISQ para hueso de calidad tipo D3 y un valor de $71,3$ ISQ para hueso de calidad tipo D4. Los datos obtenidos siguen un mismo patrón, obteniendo mayor coeficiente de estabilidad en hueso de calidad tipo D1 y el de menor valor de estabilidad en el tipo de calidad de hueso tipo D4.

Pero al contrario que estos autores no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las distintas calidades óseas en el

Discusión

momento de la cirugía. Esto podría ser porque Simunek y cols. no hacen distinción entre los distintos diámetros y longitudes de los implantes dentales.

También otros autores como O'Sullivan [56] y cols. en un estudio donde compararon implantes de diferentes diseños agrupándolos por densidades óseas, obtuvieron un mayor coeficiente de estabilidad primaria en calidad de hueso tipo D1 siendo de 7,10 Hz, 6, 91 Hz para hueso densidad tipo D2, donde el coeficiente de estabilidad menor fue para el hueso densidad tipo D4, pero no especifica en este artículo cuál es el valor de dicho coeficiente y tampoco si hay o no diferencias estadísticamente significativas entre los distintos grupos.

Este mismo autor en otro artículo publicado en el año 2004 [187] donde comparaba los implantes dentales entre las diferentes calidades óseas tipo D2, D3 y D4 observó que el mayor coeficiente de estabilidad obtenido en el hueso tipo D2 y el de menor coeficiente en el hueso de calidad tipo D4 siendo los valores de 5,90KHz y 5,60 KHz respectivamente, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes calidades óseas evaluadas.

Bischof y cols. [114] compararon los implantes dentales entre las diferentes calidades óseas antes descritas, encontrando diferencias estadísticamente significativas entre calidades óseas de tipo D1 y del tipo D2 con valores de $P = 0.04$ S, no así entre el hueso de calidad D2 y D3 con valores de $P = 0.77$ NS y si había diferencias estadísticamente significativas entre la mandíbula y el hueso maxilar con valores de $P = 0.005$ S.

La misma necesidad de saber que calidad ósea obtiene mayor coeficiente de estabilidad y basándose en la clasificación de Lekholm y Zarb, otros autores como West y cols. [188] colocaron 28 implantes dentales en tres regiones diferentes de la cavidad oral, entre ellas el maxilar

Discusión

anterosuperior, posterosuperior y la mandíbula en posición posteroinferior. Los diámetros de los implantes dentales utilizados fueron de 4.1 mm de diámetro y diferentes longitudes que iban de 8 mm a 14mm., donde el valor del coeficiente dio una mayor estabilidad fue en la región del maxilar anterosuperior, seguido del posterosuperior y el coeficiente que dio una de menor estabilidad fue para la región posterior mandibular, al contrario que en esta tesis, si hubo valores de diferencias estadísticamente significativas con un valor de $P = .001$ entre las tres medidas obtenidas. También en este artículo se publican los resultados obtenidos en la medición del coeficiente de estabilidad a los tres meses de colocados los implantes dentales, y tampoco los resultados obtenidos en esta tesis coinciden con los del presente artículo descrito, ya que el coeficiente de estabilidad en el articulo les disminuye desde la primera toma de registros hasta lo toma de la medida del coeficiente de estabilidad correspondiente a los tres meses de colocados los implantes dentales.

Las valoraciones subjetivas para determinar las calidades óseas tienen un valor limitado, pudiendo detectarse dichas diferencias entre hueso de calidades óseas extremas como puede ser entre calidades óseas del tipo D1 hasta las D4, por lo que este método cada vez está más en desuso, sobre todo con la introducción en los tratamientos sobre implantes de la carga inmediata realizada el mismo día de la cirugía implantológica, por ello el uso de instrumentos como el Osstell® se utilizan cada vez más para evaluar el nivel de la estabilidad de los implantes dentales en distintos tipos y calidades de hueso.

Aseguran autores como Alsaadi y cols. [189], que desarrollaron una investigación donde se estudiaban diferentes métodos de medición del coeficiente de estabilidad, entre ellos el método Osstell®. Los resultados obtenidos en dicho estudio coinciden con los resultados que se han obtenido en la presente tesis, donde el coeficiente de estabilidad primaria de los implantes dentales es mayor en huesos de calidad D1 y el menor coeficiente

Discusión

de estabilidad en huesos de calidad D4, no existiendo entre ambos diferencias estadísticamente significativas entre las calidades óseas D1, D2 y D3 y si habiendo diferencias estadísticamente significativas entre calidades de hueso D1 y D4.

Con este mismo objetivo de determinar el coeficiente de estabilidad en diferentes tipos de calidades óseas, Seong y cols. [168] en el año 2008 desarrollaron un estudio in vitro sobre maxilares y mandíbulas de cadáver humano, con resultados similares a los obtenidos en la presente tesis donde el mayor coeficiente de estabilidad fue en mandíbula frente al maxilar con una media de 72.0 ± 4.24 ISQ y de 59.9 ± 3.81 ISQ respectivamente con un valor de $P = .013$.

Turkyilmaz y cols. en [190] el año 2007 realizó otro estudio donde relacionaba la densidad ósea medida de los maxilares evaluada mediante tomografía axial computerizada y el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales, obteniendo una relación positiva entre la densidad ósea obtenida por medios de diagnóstico por la imagen y la estabilidad de los implantes dentales, lo que coincide con los estudios y valores de la presente tesis.

Şençimen [2] y cols. colocaron 106 implantes dentales en diferentes tipos de calidades óseas para comprobar el comportamiento de los implantes dentales en cuanto a su estabilidad inicial y al mismo tiempo estudiaron los cambios de esta estabilidad en diferentes tiempos, así por ejemplo a los 21 días después de colocados los implantes dentales y a los 60 días después de colocados los implantes dentales. Las calidades óseas estudiadas fueron calidades D2, D3 y D4 obteniendo los mismos resultados que en la presente tesis, a mejor nivel de calidad ósea mayor es la estabilidad del implante en la medición. En cuanto a la evolución de la estabilidad dependiendo de la calidad ósea evaluada, observaron que en las tres diferentes calidades óseas a los 21 días hubo una disminución del coeficiente de estabilidad, que no es

Discusión

comparable con el de la presente tesis ya que no se ha realizado esta medida del coeficiente de estabilidad en este mismo periodo de tiempo, pero la toma de la medida a los 60 días de la colocación del implante, que es próximo al momento donde si se ha evaluado en esta tesis el coeficiente de estabilidad del implante dental, muy cercano a los 90 días de la presente tesis, el autor antes mencionado y sus colaboradores observaron un aumento del coeficiente de estabilidad de los implantes dentales, no siendo estadísticamente significativo este valor dando $P > 1$.

Seong [168] y cols. en el año 2008, evaluaron el cambio de estabilidad de los implantes dentales en diferentes momentos de la cicatrización ósea, comparando diferentes parámetros. En el momento de la colocación quirúrgica de los implantes dentales colocados en el maxilar superior y en el inferior, los colocados en la mandíbula obtuvieron un mayor valor del coeficiente de estabilidad. A mayor diámetro corporal del implante dental también este dato fue mayor y en cuanto a los datos de la densidad ósea, que la clasifica en dos categorías siendo estas, hueso normal y hueso denso, los implantes dentales colocados en calidad ósea del tipo denso, también obtuvieron el coeficiente de estabilidad mayor que los colocados en hueso normal. Los resultados obtenidos, en los tres parámetros estudiados, coincidieron con los estudiados de la presente tesis. En cuanto a los tiempos en los que se realizó la medición del estudio realizado por Seong fueron, a los tres meses de colocados los implantes dentales, con un aumento de la estabilidad en los tres puntos anteriormente mencionados, también coincidiendo con la presente tesis, siendo estos valores estadísticamente significativos en los implantes colocados en la posición del maxilar superior con valores de $P = .003$.

Evaluación de los diferentes coeficientes de estabilidad en distintos periodos de la cicatrización ósea.

La estabilidad primaria de los implantes dentales dependen principalmente de una serie de características entre las que nos encontramos;

- el hueso donde se colocan los implantes , como se describió en los objetivos 6 y 7
- de sus características microscópicas que no se analizan en este estudio
- así como sus características macroscópicas como son el diámetro que es lo que estudia en este objetivo.

La estabilidad secundaria representa la mejora de la estabilidad como resultado de la remodelación ósea progresiva así como de la osteoconducción para la formación de hueso nuevo , por ello en cada objetivo se estudia los cambios de la estabilidad en tres momentos diferentes, en el momento de la colocación del implante, que la estabilidad evaluada sería la primaria, a los tres meses de la colocación de los implantes dentales que sería la biológica solo por la oseointegración de los implantes y a los tres meses de finalizada la prótesis sobre implantes, que también sería secundaria, pero en este caso sería con la remodelación ósea realizada al recibir los implantes dentales la carga.

Autores como Strnad y cols. [191] valoraron los cambios de estabilidad de los implantes dentales en los distintos momentos de la cicatrización ósea, obteniendo los datos siguientes; a los 3 meses de colocados los implantes dentales se produce un aumento de dicha estabilidad con una media para la estabilidad primaria de 74,5 ISQ hasta una media de 75,00 ISQ a los tres meses de colocados, no siendo estos cambios de los valores estadísticamente significativos. Los resultados obtenidos en esta tesis reflejan un aumento de

Discusión

la estabilidad los implantes dentales en el modelo TSV de 70,04 ISQ hasta los 73,82 ISQ de media, para el implante dental SL la media en el momento de la cirugía fue de 71,94 ISQ y a los tres meses los valores fueron de 71,95 ISQ y para el implante HI la media es de 73,63 ISQ y a los tres meses de 74,22 ISQ.

La necesidad de una herramienta de diagnóstico con una alta sensibilidad para detectar cambios tempranos durante la cicatrización de la estabilidad de los implantes, es cada vez mayor. El desarrollo de un instrumento clínico como el Ostell Mentor ® basado en la resonancia de la frecuencia parece ser de ayuda para determinar la estabilidad de los implantes dentales en estas distintas fases de la cicatrización ósea. Los estudios clínicos deben ser evaluados con precaución ya que hay varios factores que influyen en los resultados, como puede ser tanto el diseño del implante como el tipo de hueso que le rodea. [192]

Glauser y Meredith en el año 2001 tenían la hipótesis de que a medida que se produce la osteointegración, la estabilidad del implante dental aumentaría. Una segunda hipótesis desarrollada por Meredith en el año 1998 [129], es que los implantes con mayor estabilidad primaria están más indicados para la carga inmediata que los de menor valor, pero el nivel de corte del valor no está definido ni documentado en la literatura científica, como tampoco está documentado que unidad nos determina si la osteointegración del implante dental se ha producido o no. Como herramienta de diagnóstico no es capaz de identificar la estabilidad del implante con certeza.

Para intentar obtener unos valores de corte autores como Nedir y cols. [111] realizaron una toma de registros durante 1 año de los implantes dentales estableciendo que valores por debajo de las 47 unidades ISQ, no es un implante apto para la cargarlo. Se determinó que el tiempo para la osteointegración del implante, se produce en un periodo de 1 año.

Discusión

Esposito y cols. En el año 1998 [193] en este mismo estudio se estableció, que la falta de osteointegración se produce en los primeros 6 meses, coincidiendo con el estudio realizado por Bashi en 1997 (19) y Wöhrle en el año 1998(7).

Si comparamos los datos obtenidos entre los distintos tiempos de medición de la estabilidad de los implantes dentales, observamos que existen diferencias estadísticamente significativas entre el coeficiente de estabilidad en el momento de la colocación del implante en la cirugía y pasados los tres meses de su colocación con un valor de $P = .048$ y también entre el momento de la colocación del implante en el momento de la cirugía y a los tres meses de colocada la prótesis sobre el implante dental, hay un incremento del coeficiente de estabilidad estadísticamente significativo con un valor de $P = .002$, estos datos coinciden con el estudio realizado por Güncü y cols. [194] que valora los cambios de estabilidad en diferentes momentos de la cicatrización ósea alrededor de los implantes dentales, donde se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre el momento de la colocación del implante dental en la cirugía y pasados tres meses de la colocación de la prótesis sobre el implante dental con un valor de $P = 0.01$, sin embargo difiere con esta tesis en cuanto al cambio de estabilidad entre el día de la colocación de los implantes y la medida realizada a los tres meses de la colocación del mismo, que además de disminuir esta estabilidad, que en el caso de esta tesis hay un aumento del coeficiente de estabilidad, esta disminución no es estadísticamente significativa.

El desarrollo de un estudio realizado por Becker y cols. [195] sobre perros beagles en el que comparaban la estabilidad entre los implantes colocados mediante cirugía con colgajo y cirugía sin colgajo. Coincidiendo con la presente tesis, obtuvieron que el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales sufrió un aumento desde la colocación de los implantes

Discusión

dentales hasta los tres meses de colocados con una media de 60.4 ± 2.3 ISQ y 71.3 ± 1.1 ISQ respectivamente, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre las dos medidas anteriores. En la presente tesis tampoco se obtuvo diferencias estadísticamente significativas entre estas dos medidas.

Este mismo autor en un artículo publicado en el año 2005 [195] donde seguía estudiando los cambios de estabilidad de los implantes dentales en los diferentes tiempos de osteointegración de los mismos, siendo estos en el momento de la colocación en la cirugía y una vez cargados con la prótesis definitiva los implantes dentales, también se obtuvieron datos de un aumento del coeficiente de estabilidad tanto en el maxilar como en la mandíbula, no existiendo diferencias estadísticamente significativas en maxilar siendo con valor de $P = 0.02$ para los implantes dentales colocados en maxilar inferior y un valor de $P = 0.62$ para maxilar superior. También en este artículo se publicó que las diferencias de estabilidad entre las localización anterior frente a la localización posterior en la medida tiempo 1 que es día de la colocación y la medida tiempo 2 que es la registrada a los tres meses, no encontraron diferencias estadísticamente significativas ni las tomadas en el tiempo 1 ni las tomadas en el tiempo 2 que es una vez colocada la prótesis definitiva, de acuerdo a lo reflejado en este artículo, en la tesis tampoco se han obtenido diferencias estadísticamente significativas entre las distintas localizaciones anatómicas, excepto una vez sometidos a la carga los implantes dentales en los que si se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los implantes dentales estrechos y cortos entre la zona anterior mandibular y la zona del maxilar posterior con un valor de $P = .00$.

Autores como Kessler y cols. [196] en un estudio realizado sobre 240 implantes dentales de diámetro entre 3,5 mm y 4,1 mm, observaron que aumentaba el coeficiente de estabilidad desde el momento de la colocación hasta que estos han sido rehabilitados con la prótesis definitiva con una

Discusión

media de 62,3 ISQ y 65,1 ISQ respectivamente, coincidiendo con esta tesis, con la diferencias que en este estudio los datos se miden en los implantes dentales pasados tres meses desde que se coloca la prótesis definitiva y estos autores no especifican en el artículo cuando es exactamente la realización de la medición, sólo indican que fueron tomados los registros de los implantes dentales antes de los 5 años, contados desde el momento de la colocación de la prótesis.

En un artículo publicado por Özkan y cols. en el año 2007 donde comparaban los cambios del coeficiente de estabilidad de los implantes dentales en distintos momentos de la remodelación ósea, estos eran; en el momento de la colocación quirúrgica del implante dental, a los 4 meses de la colocación del implante dental y al año de la colocación de los mismos, en pacientes tratados con regeneración ósea en la región posterior mandibular y pacientes que no habían necesitado dicha regeneración, con implantes dentales de diámetro 4,1 mm. Los resultados obtenidos en los pacientes que no había necesitado regeneración, que son los que se pueden comparar con esta tesis, ya que la realización de un injerto óseo previo es criterio de exclusión de los pacientes de esta tesis. En cuanto al patrón que sigue el coeficiente de estabilidad cuando lo establecemos en el implante tipo medio de este estudio, no coincide con el de este autor mencionado, ya que la media de estabilidad disminuye de la medida en el tiempo 1 a la medida en el tiempo 2, sin embargo en este artículo el coeficiente de estabilidad entre la medida en el momento de la colocación del implante dental hasta la realizada a los 4 meses de la colocación se mantiene estable. Esta no coincidencia también puede ser debida a que en este estudio la medida valorada se realiza a los tres meses de la colocación del implante dental, lo que puede influir por los continuos cambios del hueso alrededor del implante durante el remodelado óseo. Sin embargo coincide esta tesis con lo publicado en este artículo mencionado en cuanto al aumento de estabilidad desde la primera medida realizada durante la colocación quirúrgica del implante dental en la cirugía hasta que los implantes dentales son rehabilitados con

Discusión

la prótesis definitiva y también desde la medida realizada a los tres meses de la colocación de los implantes dentales y a los 4 meses hasta pasados tres meses desde la colocación de la prótesis.

En una comparación entre implantes dentales con diseño de una sola fase quirúrgica e implantes dentales con diseño de dos fases quirúrgicas realizado por Horwitz y cols. [197] y publicado en el año 2007, cuyo resultado fue que los implantes dentales de dos fases quirúrgicas que es la técnica que ha sido utilizada en la presente tesis, hubo un incremento del coeficiente de estabilidad de los implantes dentales desde el momento de la colocación de los mismos con una media obtenida de 57.95 ± 2.36 ISQ, hasta cuando se realizó la medición a los doce meses después de colocada la prótesis dental sobre implantes dentales definitiva arrojando una media de la medida de 61.11 ± 1.69 ISQ, sin embargo cuando esta medición se realiza a los 6 meses de colocada la prótesis hay una disminución del coeficiente de estabilidad con una media de los datos de 56.05 ± 2.19 ISQ. Los implantes dentales que se colocaron en el estudio de estos autores fueron de 3,3 mm, 3,75 mm y 4,1 mm de diámetro, por lo tanto, si comparamos estos resultados con los que se han obtenido en la tesis, fundamentalmente con los implantes de diámetro estrecho y medio, hay que notar que el implante estrecho no sigue el mismo patrón de resultados, ya que en la medida realizada en el tiempo 2 para los implantes de la tesis, hay un incremento del valor de la estabilidad de los implantes dentales y en el implante de la tesis de diámetro medio también hay incrementos del valor, si el resultado se extrapola al tiempo total, la tesis y este artículo siguen el mismo patrón de los datos, dando incremento de los valores, pero estos datos obtenidos no son concluyentes ya que los tiempos de obtención de las medidas se realizan en distintos meses de carga después de colocar los implantes dentales. En la tesis se realizan las medidas durante la realización de la segunda fase quirúrgica y a los tres meses de colocada la prótesis y Horwitz y cols. realizaron la medida a los seis meses de colocada la prótesis.

Discusión

Siguiendo con el cambio de la medida de la estabilidad durante el proceso de remodelado óseo, autores como Strnad y cols. [191] afirman que el aumento del coeficiente de estabilidad a los tres meses de colocado el implante es debido a la neoformación de hueso, para ello en el año 2008 publicaron un artículo sobre un estudio comparativo entre dos tipos de implantes dentales, un modelo de implante dental con la superficie mecanizada y otro modelo con superficie rugosa, tomadas las medidas en diferentes tiempos de cicatrización ósea, evaluaron cuál era la evolución de la estabilidad del implante dental mediante el método Osstell Mentor®. El implante dental estudiado fue el de 3,7 mm de diámetro con una media de la medida de la estabilidad en el momento quirúrgico de la colocación del implante dental de 74,5 ISQ, a las 12 semanas de colocado el implante dental se obtuvo una media de 75 ISQ, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre las dos medidas registradas con un valor de $P = .482$.

También han tenido resultados similares autores como Gorahsson y cols. [198], utilizando el modelo Osstell ® en vez del Osstell mentor ®, por lo tanto los resultados que obtuvieron vienen medidos en Hz en vez de unidades ISQ que es lo que nos ofrece el segundo modelo. Una vez realizadas las dos medidas del coeficiente de estabilidad primaria y de estabilidad secundaria de los implantes dentales a los dos meses de la colocación de los mismos, se obtuvo un incremento del valor de dicha estabilidad con una media de 6,08 Hz en el momento de la cirugía y de 7,08 a las 12 semanas, siendo este aumento estadísticamente significativo con un valor de $P = .01$

Al igual que estos autores antes mencionados, Valderrama [134] y cols. En un estudio donde compararon dos instrumentos de medición para la medición de la estabilidad de los implantes dentales, el coeficiente obtenido de la estabilidad de los implantes dentales a los tres meses de la colocación de los mismos, es mayor que en el momento de la colocación de los implantes

Discusión

dentales con una media del valor obtenido de 61.85 ± 1.20 ISQ variando hasta el valor 63.17 ± 0.98 ISQ a los tres meses de la colocación de los implantes dentales, esta evolución del incremento del coeficiente de estabilidad de los implantes dentales se dio lugar tanto en los colocados en el maxilar superior como en el maxilar inferior, coincidiendo estos datos con los obtenidos en esta tesis.

Jong y cols. [167], durante el desarrollo de su estudio sobre la orientación en la que se debe colocar el método Osstell® para la medición con respecto a la cresta alveolar, también midieron el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales a las 4 semanas y a las 10 semanas de la colocación de los mismos, mostrando un aumento del valor del coeficiente de estabilidad de los implantes dentales, aunque no cita si este incremento es estadísticamente significativo o no, ya que los estudios estadísticos que realizaron no eran para determinar si estas diferencias obtenidas eran con este propósito.

En un estudio realizado por Cricchio y cols. [199] donde evaluaban los cambios de estabilidad del implante de los implantes dentales en el momento de la colocación de los mismos en la cirugía y a los tres meses de su colocación, observaron una disminución del coeficiente de estabilidad con un valor de 67 ± 1.2 ISQ hasta pasar a un valor de 60.3 ± 5.6 ISQ, dichos cambios descritos por este autor no coinciden con los obtenidos en esta tesis si los comparamos con los implantes dentales de diámetro estrecho, que sufren en los tres primeros meses de la colocación un incremento de la estabilidad de los mismos, pero si nos referimos a los implantes dentales de diámetro ancho colocados en el maxilar, estos siguen el mismo patrón descritos por Cricchio y cols. en los que también hay un incremento de la estabilidad desde la colocación de los implantes dentales hasta las 8 semanas posteriores a su colocación.

Discusión

En otro estudio realizado por Koh y cols. [200] en el año 2009, donde se comparaban implantes dentales de diferentes superficies implantarias, donde el incremento de estabilidad se presentó en todos los diseños de implantes dentales. La media de los registros aumentó entre 3 y 14 unidades ISQ, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los distintos grupos de estudio de implantes dentales.

Igualmente otro autor, Kunnekel y cols. registraron mayor coeficiente de estabilidad de los implantes dentales en la medida realizada a los 40 días de colocados los implantes dentales con un incremento de 1.8 unidades ISQ, entre la realizada en el momento de la colocación y a los 40 días, no especifican en este estudio si estadísticamente hay diferencias significativas o no, ya que el objetivo de estos autores era comparar un grupo control que es el de los implantes dentales con carga diferida y un grupo de estudio que es con implantes dentales y con carga inmediata.

Olsson [42] y cols. obtuvieron unos valores de coeficiente de estabilidad de los implantes dentales de 60.1 ± 3.6 ISQ, con un aumento del coeficiente de estabilidad desde el día de la colocación hasta los cuatro meses de 2.8 unidades ISQ.

De igual manera, Geckili y cols. publicaron en el año 2009 un estudio con implantes dentales de 4,5 mm de diámetro y de 13 mm de longitud, donde comparaban el coeficiente de estabilidad en implantes dentales a los que se les había añadido en su superficie iones de flúor, frente a implantes dentales que no tenían flúor, las medidas se realizaron a lo largo de seis meses de duración del estudio. Los coeficientes de estabilidad primaria fueron similares con una media obtenida de 75.7 ± 9.6 ISQ y con valores de 75.5 ± 8.9 unidades ISQ respectivamente. Tanto los implantes dentales con superficie tratada con flúor como la no tratada, obtuvieron un aumento de la estabilidad desde la colocación de los implantes dentales hasta la medida realizada a los tres meses de colocados los mismos, con un coeficiente de

Discusión

estabilidad con valores de 77.7 ± 7.5 ISQ y de 78.3 ± 7.6 ISQ, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de implantes estudiados.

O'Sullivan y cols. en el año 2004 estudiaron las diferencias del coeficiente de estabilidad entre dos diseños experimentales de implantes dentales y el implante standard de Branemark, concluyendo que entre el implante de cuerpo cónico, modelo 1, había diferencias estadísticamente significativas en el momento de la colocación. En el segundo modelo de implantes dentales con dos conicidades en su cuerpo, es en la segunda medida registrada donde se encontraran diferencias estadísticamente significativas. De los tres modelos de implantes estudiados, hubo un incremento del coeficiente de estabilidad entre la primera medida que es el momento de la colocación de los implantes dentales, hasta la medida realizada en el tiempo 2 que es a las 6 semanas de colocados los implantes dentales.

Turkyilmaz y cols. en el año 2008 [201], cuando estudiaron la relación entre la densidad ósea y la estabilidad del implante dental, también observaron cambios de la estabilidad a los 6 y a los 12 meses de colocados los implantes dentales, donde el coeficiente de estabilidad obtenido disminuye desde el día de la colocación de los implantes dentales a la segunda medida realizada en los tiempos especificados, no siendo los datos obtenidos estadísticamente significativos con un valor de $P > .05$, pero si fue estadísticamente significativo el aumento del estabilidad desde los 6 meses a los 12 meses de colocados los implantes dentales con unos resultados de valor de $P = .001$

También se observó un incremento de la estabilidad de los implantes dentales entre la primera medida que fue en el momento de la colocación de los implantes dentales y a los tres meses de colocados los mismos, en un estudio realizado por Shiigai y cols. [202], donde se comparaban los

Discusión

implantes dentales sometidos a carga inmediata que es la realizada el mismo día de la colocación de los mismos, con implantes dentales realizados con carga diferida. Tomando como referencia los implantes dentales donde se ha seguido el protocolo estándar, en esta tesis los resultados coinciden con los de este autor mencionado, ya que la media total obtenida de todos los implantes dentales es de 71.6 unidades ISQ y a los tres meses de colocados de 74.2 ISQ, que es lo mismo que sucede en esta tesis, si englobamos todos los implantes dentales, tenemos un incremento de dicha estabilidad inmediata, pero si analizamos los datos de forma individual, hay implantes dentales en los que disminuye su coeficiente de estabilidad, al igual que ocurre a Shiigai en su estudio.

Hasta este momento solo se han comentado los cambios de estabilidad desde la colocación de los implantes dentales hasta pasados tres meses de la colocación de los mismos, pero también se debe tener en cuenta que los implantes una vez sometidos a cargas funcionales, también sufren variación en dicha estabilidad, bien sea por las fuerzas oclusales a las que están sometidos tanto verticales que son a lo largo del eje axial del implante dental, como fuerzas transversales durante los movimientos excéntricos de la masticación. En esta tesis en los tres diámetros corporales en los que se han agrupado los implantes dentales, es decir; implantes estrechos, implantes medios e implantes anchos, ha habido un incremento de los datos de la estabilidad, siendo el incremento para el implante estrecho de 5 unidades ISQ con $P=.00$ entre la preparación el implante de diámetro medio un incremento de 4 unidades ISQ con $P=.006$ y para los valores del implante ancho 5 unidades ISQ con $P=.06$, que son similares a los resultados obtenidos por Jörg Neugebauer y cols. [203] en un artículo publicado en el año 2009 con implantes de similar diámetro corporal, en el que comparaban implantes dentales de diferentes superficies, aunque para el estudio estadístico no diferenciaron entre las diferentes superficies. También al igual que en esta tesis, valoraron los diferentes coeficiente de estabilidad entre los implantes dentales colocados en mandíbula y en maxilar y no

Discusión

obtuvieron diferencias estadísticamente significativas, al igual que tampoco las obtuvieron entre las distintas superficies ya que no es objetivo de esta tesis, obteniendo en el artículo de Jörg Neugebauer una media del coeficiente de estabilidad primaria de 72,3 ISQ en la mandíbula y de 68,5 ISQ en maxilar, una vez colocada la prótesis definitiva volvieron a medir y obtuvieron una media de 84,8 ISQ en mandíbula y 74,4 en maxilar. Coincidiendo nuestra tesis con este artículo, ya que la media del coeficiente de estabilidad de los datos registrados en la mandíbula es mayor que la de los datos obtenidos en el maxilar.

Pieri y cols. [204] en un estudio realizado sobre 144 implantes dentales, querían observar los cambios de estabilidad previo a la colocación de la prótesis y una vez puesta en boca del paciente. Los implantes dentales incrementaron su estabilidad desde que se colocó la prótesis definitiva, pero estas diferencias que obtuvieron no eran estadísticamente significativas dando unos datos de $P = .10$. En cuanto al incremento de estabilidad coinciden con las de esta tesis pero en ella si se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre los implantes dentales de diámetro estrecho y medio de la empresa comercial Zimmer dental, sin embargo en los implantes de los modelos HI de Avinent y SL de Camlog no hay diferencias estadísticamente significativas coincidiendo con el autor de este artículo antes mencionado.

En un estudio realizado por Hong y cols. [176] sobre 42 implantes de la empresa ITI obtuvieron resultados similares a los de la presente tesis obteniendo mayor coeficiente de estabilidad primaria y secundaria medida a los tres meses de colocados los implantes dentales, para los implantes dentales colocados en hueso calidad tipo D3 frente a los implantes dentales colocados en hueso calidad tipo D4. En cuanto a los cambios de estabilidad desde la primera medida a la segunda medida en los implantes que hemos estudiado en la tesis, con diámetros corporales similares a los del estudio realizado por Hong, que son los implantes dentales de 4.1 mm y de 4.8 mm.

Discusión

de diámetro. Para los implantes de longitud de 11 mm, los resultados son similares entre ambos con una disminución del coeficiente de estabilidad siendo los datos de este no estadísticamente significativos, sin embargo para los implantes de igual diámetro y cuya longitud es de 13 mm., sufren un incremento de la estabilidad, esta disparidad puede ser porque este autor para hacer las comparaciones intraestudio hace un único grupo de estudio que engloba todas las longitudes y diámetros de todos los implantes colocados.

En un intento de evaluar algunos de los determinantes que pueden modificar la estabilidad de un implante dental, autores como Zix y cols. [205] realizaron un estudio sobre 160 implantes dentales. Los primeros datos expuestos fueron relativos al diámetro de los mismos, donde los datos de los implantes dentales de menor estabilidad, son los implantes dentales de mayor diámetro con unos valores de 49.8 ISQ para el implante de 3.3 mm. y de 48.8 ISQ para el implante de 4.8 mm, totalmente contrario a lo obtenido en esta tesis, donde los implantes dentales de mayor diámetro son los de mayor coeficiente de estabilidad. Otro parámetro que estudiaron fue la longitud, donde a mayor longitud de implante, menor es el coeficiente de estabilidad obtenido, tampoco esta tesis coincide en los datos con este estudio, ya que se ha obtenido a mayor longitud, mayor coeficiente de estabilidad de los implantes dentales. En cuanto a comparar la estabilidad entre las diferentes calidades óseas, Zix ha obtenido a mejor calidad ósea mejor estabilidad, con respecto a este parámetro estudiado, en esta tesis también coincide, ya que lo mejores resultados que se han observado han sido los de los implantes dentales colocados en el hueso de calidad D1.

Para finalizar, los clínicos están intentado siempre predecir el éxito o no del tratamiento con implantes dentales, pero hasta que no empezaron a desarrollarse métodos como el Osstell®, pequeños cambios bien durante la cicatrización ósea, bien una vez colocada la prótesis, era complicado evaluarlos con los medios diagnósticos que se tienen tales como las

Discusión

radiografías, ya que si se observan cambios en ellas, era demasiado tarde para solventarlos de forma que existiera posibilidad de remediarlo, igualmente ocurre si se esperaban a los cambios a nivel clínico, como el sonido del implante dental, la movilidad del mismo o que el paciente refiera algún tipo de sintomatología como molestia o dolor, esto suele ser demasiado tarde para tomar decisiones de reparación clínica, por ello con el método Osstell y sus datos, se espera solventar dicho problema, se piensa que si observamos una continua disminución del coeficiente de estabilidad del implante dental, siempre que esta no se produzca en las primeras semanas de la colocación del mismo, donde esta estabilidad disminuye debido a la remodelación ósea que se produce alrededor del implante en el proceso de osteointegración, hace sospechar que algo no funciona correctamente, pudiendo así evitar problemas mayores a posteriori.

Ante este dilema autores como Aparicio y cols., donde en el año 2006 publicaron [206] un metaanálisis en el cual donde revisaron los datos que se encontraban en la literatura sobre este tema, concluyendo que una continúa disminución del coeficiente de estabilidad del implante dental podría ser indicativo de fracaso del tratamiento.

Al igual que Aparicio , Glauser [97] y cols. querían comprobar que el sistema Osstell Mentor ® era instrumento válido para predecir el fracaso de los implantes dentales, para ello colocaron 81 implantes en el maxilar superior y en la mandíbula. Realizaron 4 medidas en el tiempo y observaron que en los primeros meses desde la colocación del implante dental había una disminución del coeficiente de estabilidad, siendo esta disminución a los tres meses de colocado el implante dental estadísticamente significativa, y que había un aumento dicho coeficiente de estabilidad de los implantes dentales una vez sometidos a carga protésica. Los implantes dentales colocados en esta tesis, siguieron igual patrón de comportamiento, con una disminución del coeficiente de estabilidad a los tres meses de colocados, y esta se fue recuperando una vez a los implantes dentales se les colocó la prótesis

Discusión

definitiva y estuvieron sometidos a carga funcional durante los tres meses siguientes. A diferencia del estudio realizado por Glauser, que no se produjo ningún fracaso de ninguno de los implantes dentales, pero ellos observaron que la disminución de la estabilidad se producía de forma progresiva y que no se recuperó esta en ningún momento del estudio y dio lugar al fracaso del implante dental.

Sin embargo en contra de lo afirmado por lo autores anteriores Hobkirk y cols. [166] aseguran que el método Osstell®, no es un método adecuado para determinar el éxito o el fracaso de los implantes dentales debido al rango de los valores obtenidos.

También Lachmann y cols. [131] querían comprobar que el método Osstell® es un buen método para predecir el fracaso de los implantes dentales, para ello compararon éste instrumento de medición con el método Periotest, en un estudio sobre 20 pacientes, donde observaron que la pérdida ósea alrededor del implante correspondía con una disminución del coeficiente de estabilidad del implante dental, siendo más precisos los datos obtenidos con el método Osstell® que con el Periotest®.

Conclusiones

Por todo ello podemos inferir que la estabilidad de los implantes dentales dependen por una parte del hueso del paciente y por otra de las características microscópicas y también macroscópicas, entre ellas tenemos;

La longitud, tanto en los implantes TSV, SL y HI, que no es determinante en los implantes dentales, medida tanto como estabilidad primaria, como secundaria en el momento del descubrimiento como en el de carga, lo que si se ha encontrado es que a mayor longitud del implante dental, mayor coeficiente de estabilidad tanto en los implantes HI como SL.

El diámetro, la evolución del coeficiente de estabilidad desde el momento de la colocación del implante dental hasta pasados tres meses de colocada la prótesis definitiva, siempre va en aumento, siendo estadísticamente significativo en los implantes estrechos y medios y no en los implantes anchos, por lo que se determina que una vez finalizado el proceso de osteointegración hay mayor contacto y reordenación ósea entre hueso e implante.

Al comparar los diferentes diámetros corporales de los implantes dentales, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los implantes estrechos y medios de la empresa Zimmer dental® desde el momento de la colocación hasta la toma una vez realizada la carga protésica, por lo tanto no se puede considerar el diámetro como factor determinante de la estabilidad en los diferentes modelos de implantes dentales.

El diámetro coronal, se puede determinar que el diámetro coronal de los implantes dentales no es un factor determinante de la estabilidad de los mismos, pero si influye en cuanto a los cambios de estabilidad a lo largo del tiempo, siendo el implante de menor diámetro coronal el que sufre un

Conclusiones

incremento de la estabilidad tras el periodo de osteointegración estadísticamente significativo.

Cuando se estudia la estabilidad de los implantes dentales según el diseño del cuello, que puede ser pulido o tratado, podemos establecer que la diferencia es determinante cuando los implantes están sometidos a cargas oclusales en el tiempo. Si el cuello pulido es de 1,4 mm. de altura, como en el caso de los implantes SL de camlog®, si hay diferencias estadísticamente significativas con respecto a los cuellos tratados del implante HI. Si se mide el coeficiente de estabilidad en el momento de la colocación, y por tanto la primaria, no hay diferencias entre los diferentes modelos de implantes, ya que la unión al hueso es mecánica, pero al medirla en el tiempo y por tanto ser estabilidad secundaria, una vez se ha producido la osteointegración y el remodelado óseo, si hay diferencias estadísticamente significativas, por lo tanto esta características de tratamiento de superficie del cuello de los implantes dentales si es determinante. En el caso de los implantes TSV, no hay diferencias estadísticamente significativas al compararlo con el implante HI, esto podría deberse a que el cuello pulido del implante TSV es de menor longitud que el cuello pulido del implante SL.

Otra característica del diseño de los implantes dentales es el número de espiras, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre los implantes de doble espira y de triple espira, por lo tanto no es determinante esta característica para la estabilidad de los implantes dentales.

En cuanto a la calidad ósea donde se colocan los implantes dentales, podemos determinar que a mayor densidad ósea mayor es el coeficiente de estabilidad tanto en el momento de la colocación de los implantes dentales, como en la estabilidad secundaria, estén sometidos a cargas o no, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre las calidades óseas en los dos tiempos medidos, denominados tiempo 1 y tiempo 2. Si se han encontrado diferencias estadísticamente significativas una vez los

Conclusiones

implantes sometidos a cargas oclusales entre los diferentes momentos de medida de los implantes estrechos.

Se puede determinar también que el coeficiente de estabilidad de los implantes dentales es mayor en aquellos que se colocan en maxilar inferior frente a maxilar superior, aunque esta diferencia no es estadísticamente significativa, por lo tanto no es un factor determinante de la estabilidad de los implantes.

Bibliografia

1. Da Cunha H.A., F.C.E., Nary Filho H., Gomes de Oliveira R.C., *A Comparison Between Cutting Torque and Resonance Frequency in the Assessment of Primary Stability and Final Torque Capacity of Standard and TiUnite Single-Tooth Implants Under Immediate Loading*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004. 19(4): p. 578–585.
2. Şençimen M., G.A., Özen J., Dergin C., Okçu K.M., Ayyıldız S., Altuğ H. A., *Early Detection of Alterations in the Resonance Frequency Assessment of Oral Implant Stability on Various Bone Types: A Clinical Study*. Journal of Oral Implantology., 2011. 37(4): p. 411-419.
3. Huang H-M., C.C.-L., Yeh C-Y., Lin C-T., Lin L-H., S Lee S-Y., *Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis*. Clinical Oral Implants Research., 2003. 14: p. 437-443.
4. M., R., *A thousand years of dental implants: A definitive. Part. 1 history*. Compend Contin Educ Dent., 1995. 16(10): p. 1060-1069.
5. Barewal R.M., O.T.W., Meredith N., Cochran D.L., *Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2003. 18: p. 641-651.
6. Payam F., L.A., Sten G., Prem S., *Implant Stability, Tissue Conditions, and Patient Self-Evaluation after Treatment with Osseointegrated Implants in the Posterior Mandible*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2004. 6(1): p. 24-32.
7. Hure'G., A.E., Grizon F., Basle' M., Chappard D., , *Some Biomechanical and Histologic Characteristics of Early-Loaded Locking Pin and Expandable Implants: A Pilot Histologic Canine Study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2004. 6(1): p. 33-39.
8. Friberg B., G.K., Lekholm U., *A New Self-Tapping Brånemark Implant: Clinical and Radiographic Evaluation*. The international journal of oral and maxillofacial implants., 1992. 7: p. 80-85.
9. Daniel Buser D., N.T., Hirt H.P., Cochran D.L., Nolte L-P., *Removal Torque Values of Titanium Implants in the Maxilla of Miniature Pigs*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1998 13(5): p. 611-619.
10. Chen S. T., D.I.B., Reynolds E. C., *A prospective clinical study of non-submerged immediate implants: clinical outcomes and esthetic results*. Clinical Oral Implants Research., 2007. 18(5): p. 552-562.
11. Tallarico M., V.A., Marzi G., *Clinical and radiological outcomes of 1- versus 2-stage implant placement: 1-year results of a randomised clinical trial*. European journal of oral implantology., 2011. 4(1): p. 13-20.

Bibliografia

12. Van Steenberghe D., M.N., Brajnovic I., Van Cleynenbreugel J., Suetens P., *A Custom Template and Definitive Prosthesis Allowing Immediate Implant Loading in the Maxilla: A Clinical Report*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2002. 17(5): p. 7.
13. Salvi G., L.P., *Diagnostic Parameters for Monitoring Peri-implant Conditions*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2004. 19 SUPPL: p. 116-127.
14. Cecchinato D., O.C., Lindhe J., *Submerged or non-submerged healing of endosseous implants to be used in the rehabilitation of partially dentate patients. A multicenter, randomized controlled clinical trial*. Journal of clinical periodontology., 2004. 31(4): p. 299-308.
15. A., J., *CLINICAL AND RADIOGRAPHIC EVALUATION OF ONE-PIECE IMPLANTS USED FOR IMMEDIATE FUNCTION*. The journal of oral implantology., 2007. 33(3): p. 152-5.
16. Rocha Bernardes S., A.d.A.C., Eng M., Fernandes Neto A.J., Simamoto Júnior P., Domingues das Neves F., *Photoelastic Analysis of Stress Patterns from Different Implant-Abutment Interfaces*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2009. 24: p. 781-789.
17. Bateli M., S.J.R., *Implant Neck Configurations for Preservation of Marginal Bone Level: A Systematic Review*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2011. 26: p. 290-303.
18. Trisi P., L.R., Rebaudi A., Rao W., Testori T., Porter S.S., *Bone-Implant Contact on Machined and Dual Acid-Etched Surfaces After 2 Months of Healing in the Human Maxilla*. J Periodontol., 2003. 74(7): p. 945-956.
19. Van den Bogaerde L., R.B., Wendelhag I., *Immediate/Early Function of Brånemark System® TiUnite™ Implants in Fresh Extraction Sockets in Maxillae and Posterior Mandibles: An 18-Month Prospective Clinical Study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2005. 7(supplement 1): p. S121-S130.
20. Ibañez J.C., T.M.J., Zamar J.A., B. Menendez A.B., Juaneda A.M., J. Zamar N.J., Monqautk J.L., *Immediate Occlusal Loading of Double Acid-Etched Surface Titanium Implants in 41 Consecutive Full-Arch Cases in the Mandible and Maxilla: 6- to 74-Month Results*. the international journal of periodontology., 2005. 76: p. 1972-1981.
21. Cehreli, M.C.K., A. M.Comert, A.Akkocaoglu, M.Tekdemir, I.Akca, K., *Implant stability. and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets*. Clinical oral implants research, 2009. 20(10): p. 1163-9.
22. Degidi M., I.G., Scarano A., Piattelli A., *Immediately loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report*. Clinical oral implants research., 2008. 19(3): p. 276-282.
23. Brogginì N., M.L.M., Hermann J.S., *Persistent Acute Inflammation at the Implant-Abutment Interface*. Journal of dentistry research., 2003. 82(3): p. 232-237.

Bibliografía

24. Gunaseelan R., R.M., *Overview of the swissplus implant system*. Journal of Oral Implantology., 2005. 21(3): p. 121-128.
25. Christoph H.F., S.T.C., Thomas G. Wilson Jr., *Consensus Statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extracción sockets*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2004. 19(Supplement): p. 26-28.
26. Belser U., B.D., Higginbottom F., *Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Esthetics in Implant Dentistry*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2004. 19(supplement): p. 73-74.
27. Cochran D.L., M.D., Weber H-P., *Consensus Statements and Recommended Clinical rocedures Regarding Loading Protocols forEndosseous Dental Implants*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2004. 19(Supplement): p. 109-113.
28. D.A., G., *Immediate implant surgery: three-year retrospective evaluation of 50 consecutive cases*. . The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1993. 8: p. 388-399.
29. Polizzi G., G.U., Goené R., *Immediate and delayed implant placement into extraction sockets: a 5-year report*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2000. 2: p. 93-99.
30. Calvo Guirado J.L., O.R.A.J., Gómez Moreno G., López Marí L., Bravo González L.A., *Immediate loading and immediate restoration in 105 expanded-platform implants via the Diem System after a 16-month follow-up period*. Medicina Oral Patología Oral y Cirugia Bucal., 2008. sep1;13(9): p. E576-81.
31. Wilson T.G., S.R., Buser D., Cochran D., *Implants placed in immediate extraction sites: a report of histologic and histometric analyses of human biopsies*. . The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 1998. 13: p. 333-341.
32. Warrer K., G.K., Hjørting-Hansen E., Karring T., *Guided tissue regeneration ensures osseointegration of dental implants placed into extraction sockets. An experimental study in monkeys*. Clinical Oral Implants Research., 1991. 2: p. 166-171.
33. Tehemar S., H.P., Sharawy M. , *Enhancement of osseointegration of implants placed into extraction sockets of healthy and periodontally diseased teeth by using graf material, an ePTFE membrane, or a combination*. Climcal Irnplant Dentistry and Related Research., 2003. 5: p. 193-211.
34. Glauser R., R.A., Lundgren A.K., Gottlow J., Hämmerle C.,Schärer P., *Immediate occlusal loading of Brånemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical.study*. . Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2001. 4: p. 204-213.
35. Schropp L., W.A., Kostopoulos L., Karring T. , *Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study*. the international journal of periodontics and restorative dentistry., 2003. 23: p. 313-323.

Bibliografia

36. Nemcovsky CE, A.Z., Moses O, Gelernter I. , *Healing of marginal defects at implants placed in fresh extraction sockets or after 4-6 weeks of healing. A comparative study.* Clinical Oral Implants Research, 2002. 13: p. 410-419.
37. Nir-Hadar O., P.M., Soskolne W.A. , *Delayed immediate implants: alveolar bone changes during the healing period..* Clinical Oral Implants Research, 1998. 9: p. 26-33.
38. Brånemark P-I., H.B., Adell R. , *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.* Scand Plast Reconstr Surg Suppl, 1977. 16: p. 1-32.
39. Cannizzaro G., L.M., Esposito M., *Immediate Functional Loading of Implants Placed with Flapless Surgery in the Edentulous Maxilla: 1-year Follow-up of a Single Cohort Study.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2007. 22: p. 87-95.
40. Östman P-O., H.M., Sennerby L., *Direct Implant Loading in the Edentulous Maxilla Using a Bone Density–Adapted Surgical Protocol and Primary Implant Stability Criteria for Inclusion.* Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2005. 7(supplement 1): p. S60-S69.
41. Schnitman P.A., W.P.S., Rubenstein J.E. , *Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: Methodology and results.* . Journal of Oral Implantology., 1990. 16: p. 96-105.
42. OLSSON M., U.G., ANDERSEN J.B., SENNERBY L., *EARLY LOADING OF MAXILLARY FIXED CROSS-ARCH DENTAL PROSTHESES SUPPORTED BY SIX OR EIGHT OXIDIZED TITANIUM IMPLANTS: RESULTS AFTER 1 YEAR OF LOADING, CASE SERIES.* Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2003. 5(supplement 1): p. 81-87.
43. Glauser R, R.A., Lundgren AK, Gottlow J, Hämmerle C, and Schärer, *Immediate occlusal loading of Brånemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study.* Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2001. 3: p. 204-213.
44. Akça K., A.I.M., Cömert A., Tekdemir I., Çehreli M.C., *Bone Strains Around Immediately Loaded Implants Supporting Mandibular Overdentures in Human Cadavers.* the International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2007. 22: p. 101-109.
45. Wolfinger G.J., B.T.J., Rangert B., *Immediate functional loading of Brånemark system implants in edentulous mandibles: Clinical report of the results of developmental and simplified protocols.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2003. 18: p. 250-257.
46. Duyck O., V.L., Ivo Lambrichts I., Abe Y., Schepers S., Politis C., Naert I., *Biologic Response of Immediately versus Delayed Loaded Implants Supporting Ill-Fitting Prostheses: An Animal Study.* . Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2005. 7(3): p. 150-158.
47. Tarnow D.P., E.S., Classi A., *Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches. Ten consecutive case reports with 1- to 5-year data.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 1997. 12: p. 319-324.

Bibliografia

48. SENNERBY L., M.N., *Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications.* periodontology 2000., 2008. 47: p. 51-66.
49. Gallucci G.O., B.J.P., Bertosa M., Belser U.C., *Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: the pickup technique.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2004. 19: p. 524-533.
50. Maló P., R.B., Dväsäter L., *Maló P, Rangert B, Dväsäter L. Immediate function of Brånemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up.* Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2000. 2: p. 138–146.
51. JB., B., *Biomechanical factors affecting the bone-implant interface.* Clinical materials, 1992. 10: p. 153-201.
52. Galucci G., B.J.-P., Bertosa M., Belser U.C., *Immediate Loading with Fixed Screw-Retained Provisional Restorations in Edentulous Jaws: The Pickup Technique.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2004. 19: p. 524-533.
53. Kong L., G.Z., Li T., Wu J., Hu K., Liu Y., Zhou H., Liu B., *Biomechanical Optimization of Implant Diameter and Length for Immediate Loading: A Nonlinear Finite Element Analysis.* Int J Prosthodont . 2009. 22(5): p. 607-615.
54. Casap N., T.E., Wexler A., Sonnenfeld U., Lustmann J., , *Intraoperative Computerized Navigation for Flapless Implant Surgery and Immediate Loading in the Edentulous Mandible.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2005. 20: p. 92-98.
55. Marzio Todisco, D.P.T., DDS, *Histomorphometric evaluation of six dental implant surfaces after early loading in augmented human sinuses.* Journal of Oral Implantology, 2006. 32(4): p. 153-166.
56. O'Sullivan D., S.L., Meredith N., *Measurements Comparing the Initial Stability of Five Designs of Dental Implants: A Human Cadaver Study.* Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2000. 2(2): p. 85-92.
57. Young-Taeg Sul Y-T., B.E.-S., Jeong Y., *Biomechanical Measurements of Calcium-Incorporated Oxidized Implants in Rabbit Bone: Effect of Calcium Surface Chemistry of a Novel Implant.* Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2004. 6(2): p. 101-110.
58. Stein A.E., M.E.A., Johnston W.M., Larsen P.E., *Effects of Implant Design and Surface Roughness on Crestal Bone and Soft Tissue Levels in the Esthetic Zone.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2009. 24(5): p. 910-919.
59. Al-Moabber S.H., A.-H.K., Junker R., Jansen J.A., , *Effect of Implant Surface Properties on Peri-Implant Bone Healing: Implant Stability and Microcomputed Tomographic Analysis.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2012. 27: p. 77-83.

Bibliografia

60. Hoffmann J., W.C., Schneider M., Reinert S., *Accuracy Assessment of Image_Guide implant surgery: An Experimental Study*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2005. 20: p. 382-386.
61. Lars Carlsson L., R.T., Albrektsson B., Albrektsson T., *Removal Torques for Polished and Rough Titanium Implants*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 1988. 3: p. 21-24.
62. Trisi P., M.C., Todisco M., *Bone-to-Implant Apposition with Machined and MTX Microtextured Implant Surfaces in Human Sinus Grafts*. Int J Periodontics Restorative Dent., 2003. 23(5): p. 427-437.
63. Protivínský J., A.M., Strnad J., Helebrant A., Ong J.L. , *Effect of Chemically Modified Titanium Surfaces on Protein Adsorption and Osteoblast Precursor Cell Behavior*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2007. 22: p. 542-550.
64. Nergiz I., N.A.N., Hamid Bostanci H., Thomas M. Scorziello T.M., Petra Schmage P., *Stability of Loaded and Unloaded Implants with Different Surfaces*. the International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2009. 24(2): p. 289-298.
65. Abrahamsson I., Z.N., Berglundh T., Wennerberg A., Lindhe J., *Bone and Soft Tissue Integration to Titanium Implants with Different Surface Topography:An Experimental Study in the Dog*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2001. 16(3): p. 323-332.
66. Novaes, A.B., Jr.Souza, S. L.de Oliveira, P. T.Souza, A. M., *Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2002. 17(3): p. 377-83.
67. Degidi M., P.A., Gehrke P., Carinci F., *Clinical Outcome of 802 Immediately Loaded 2-stage Submerged Implants with a New Grit-Blasted and Acid-Etched Surface: 12-month Follow-up*. the International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2006. 21: p. 763-768.
68. Cannizzaro G., L.M., *Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: A prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2003. 18: p. 512-522.
69. Sunho O., T.E., Yunzhi Y., Carnes D.L., Ong J.L., *In Vivo Evaluation of Hydroxyapatite Coatings of Different Crystallinities*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2005. 20(5): p. 726-731.
70. Onur Geckili O., H.B.H., Bilgin T., *A 24-Week Prospective Study Comparing the Stability of Titanium Dioxide Grit-Blasted Dental Implants With and Without Fluoride Treatment*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2009. 24(4): p. 684-688.
71. Park J-W., L.S.-G., Choi B-J., Suh J-Y., *Effects of a Cell Adhesion Molecule Coating on the Blasted Surface of Titanium Implants on Bone Healing in the Rabbit Femur*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007. 22(4): p. 533-541.

Bibliografia

72. Stadlinger B., B.S., Grimmer S., Schulz M. C., Kuhlisch E., Scharnweber D., Eckelt U., Mai R., *Increased bone formation around coated implants*. Journal of clinical periodontology, 2009. 36(8): p. 698-704.
73. Geckili O., B.H., Mumcu E., Bilgin T. , *Three-year Radiologic Follow-up of Marginal Bone Loss Around Titanium Dioxide Grit-Blasted Dental Implants With and Without Fluoride treatment*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2011. 2011(26): p. 319-324.
74. J.E., E., *Pre-treatment of titanium implants with fluoride improves their retention in bone*. Journal of materials science: materials medicine., 1995. 6: p. 749-753.
75. Johansson C.B., W.A., Holme'n A., Ellingsen J.E., *Enhanced fixation of bone to fluoride-modified implants*. Transactions of the Sixth World Biomaterials Congress,Hawaii, USA., 2000. 601.
76. Franke Stenport V., J.C.B., Sawase T., Yamasaki Y., Oida S., *FGF-4 and titanium implants: a pilot study in rabbit bone*. Clinical Oral Implants Research., 2003. 14: p. 363-368.
77. Hanawa T., K.Y., Yamamoto S., *Early bone formation around calcium-ion-implanted titanium inserted into rat tibiae*. Journal of biomedical materials research, 1997. 36: p. 131-136.
78. De Maeztu M.A., A.J.I., Gay-Escoda C., *Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants*. . Clinical Oral Implants Research., 2003. 14: p. 57-62.
79. Sahiwal I.G., W.R.D., Benson B.W., Guillen G.E., *Macro design morphology of endosseous dental implants*. Journal of prosthetic dentistry., 2002. 87: p. 543-551.
80. Yamamoto O., A.K., Kashiwaya Y., Fukuda M., *Surface characterization and biological response of carbon-coated oxygen-diffused titanium having different topographical surfaces*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine., 2011. 22(4): p. 977-987.
81. Tatsuo Shiigai, D., PhD, *Pilot study in the identification of stability values for determining immediate and early loading of implants* journal of Oral Implantology, 2007. 33(1): p. 13-22.
82. Morris H.F., O.S., Crum P., Orenstein I.H., Winkler S. , *A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design*. Journal of Oral Implantology., 2004. 30: p. 125-133.
83. Maiorana C, S.F., *Maxillary and mandibular bone reconstruction with hip grafts and implants using Frialit-2 implants*. The international journal of periodontics and restorative dentistry, 2002. 22: p. 221-29.
84. Rangert B., K.P.H.J., Langer B., *Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 1995. 10: p. 326-334.
85. Huang H-L., C.C.-H., Hsu J-T., Fallgatter A.M., Ko C-C. , *Comparison of Implant Body Designs and Threaded Designs of Dental Implants: A 3-dimensional Finite Element*

Bibliografia

- Analysis*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. , 2007. 22: p. 551-562.
86. Huang H-L., C.C.-H., Hsu J-T., Fallgatter A.M., Ko C-C. , *Comparison of Implant Body Designs and Threaded Designsof Dental Implants:A 3-dimensional Finite Element Analysis*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2007. 22: p. 551-562.
 87. Degidi M., P.V., Strocchi R., Piattelli A., Iezzi, G., *Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants*. Clinical oral implants research., 2009. 20(8): p. 778-81.
 88. Hermann F., L.H., Palti A., *Factors Influencing the Preservation of the Periimplant Marginal Bone*. Implant Dentistry., 2007. 16(2): p. 165-175.
 89. Lazzara R.J., P.S.S., *Platform Switching: A New Concept in Implant Dentistry for Controlling Postrestorative Crestal Bone Levels*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2006. 26(1): p. 9-17.
 90. Ericsson I., N.H., Lindh T., Nilner K., Randow K., *Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants An 18 months' clinical pilot follow-up study*. Clinical Oral Implants Research. , 2000. 11: p. 26-33.
 91. Johansson C., A.T., *Integration of Screw Implants in the Rabbit: A 1-yr Follow-up of Removal Torque of Titanium Implants*. JOMI on CD-ROM, 1987(feb): p. 69-75.
 92. Degidi M., P.A., Shibli J.A., Perrotti V., Iezzi G., *Bone Formation Around Immediately Loaded and Submerged Dental Implants with a Modified Sandblasted and Acid-Etched Surface After 4 and 8 Weeks: A Human Histologic and Histomorphometric Analysis*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2009. 24(5): p. 896-901.
 93. Abrahamsson, L.I., Lang E., Niklaus P., *Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog*. Clinical oral implants research., 2009 20(3): p. 313-318.
 94. Huh J-B., E.S.E., Ko S-M., Choi Y-G., *Heat Transfer to the Implant-Bone Interface During Preparation of a Zirconia/Alumina Abutment*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2009. 24(4): p. 679-683.
 95. Marinucci L., B.S., Becchetti E., Belcastro S., Guerra M., Calvitti M., Lilli C., Calvi E.M., Locci P., *Effect of Titanium Surface Roughness on Human Osteoblast Proliferation and Gene Expression In Vitro*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2006. 21: p. 719-725.
 96. Puleo D.A., N.A., *Understanding and controlling the boneimplant.surface*. biomaterials, 1999. 20: p. 2311-2321.
 97. Glauser R., S.L., Meredith N., Ree A., Lundgren A., Gottlow J.Hammerle, C. H., *Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants*. Clinical oral implants research., 2004. 15(4): p. 428-34.

Bibliografía

98. García-Vives N. , A.-G.R., Rios-Santos V. , Fernández-Palacín A. , Bullón- and H.-C.M. Fernández P. , Herrero-Climent F., *In vitro evaluation of the type of implant bed preparation with osteotomes in bone type IV and its influence on the stability of two implant systems*. Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal., 2009. Sep 1; 14(9): p. E 455-460.
99. Eriksson A.R, A.T.J., *Temperature threshold levels for the heat-induced bone tissue injury: A vital microscopic study in the rabbit*. . journal of prosthetic dentistry., 1983. 50: p. 101-108.
100. Eriksson A.R., A.T., *The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber*. The international journal of oral and maxillofacial surgery., 1984. 42: p. 705-711.
101. Novaes, A.B., Jr.Barros, R. R.Muglia, V. A.Borges, G. J., *Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs*. The Journal of oral implantology, 2009. 35(1): p. 18-27.
102. Naitoh M., K.A., Kubota Y., Arijji E., *Assessment of three-dimensional x-ray images: reconstruction from conventional tomograms, compact computerized tomography images, and multislice helical computerized tomography mages*. Journal of Oral Implantology., 2005. 21(5): p. 234-241.
103. Almog D.M., B.B.W., Wolfgang L., Frederiksen N. L., Brooks S. L. , *COMPUTERIZED TOMOGRAPHY-BASED IMAGING AND SURGICAL GUIDANCE IN ORAL IMPLANTOLOGY*. Journal of Oral Implantology, 2006. 22(1): p. 14-18.
104. Peñarrocha M., P.M., Sanchis J.M., Guarinos J., Balaguer J., *Radiologic Study of Marginal Bone Loss Around 108 Dental Implants and Its Relationship to Smoking, Implant Location, and Morphology*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2004. 19: p. 861-867.
105. Giovanni A.P., C.P., Soares de Araujo N., Sendyk W., Sendyk C., *Clinical Application of Stereolithographic Surgical Guides for Implant Placement: Preliminary Results*. Journal of periodontology., 2005. 76(4): p. 503-507.
106. Horwitz J., Z.O.M.E.E., *Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study*. Clinical oral implants research., 2009. 20(10): p. 1156-62.
107. Hua Y., N.O., Duyck J., Maes F., Jacobs R., *Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging*. Clinical oral implants research., 2009. 20(8): p. 767-71.
108. Atsumi M., P.S.-H., Wang H-L., *Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007. 22(5): p. 743-754.
109. Nkenke E., H.M., Weinzierl K., Radespiel-Tro"ger M., Neukam F., Engelke K., *Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants*. . Clinical Oral Implants Research., 2003. 14: p. 601-609.

Bibliografia

110. Yamaguchi M., X.H., Shimizu Y., Hatano N., Ooya K., *Resonance frequency analysis of long-term implant success in the posterior partially edentulous mandible*. Quintessence Int 2008., 2008. 39(3): p. 121-125.
111. Nedir R., B., M.S-M., Serge B., Samson, J., *Predicting osseointegration by means of implant primary stability. A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants*. Clinical oral implants research., 2004. 15(5): p. 520-528.
112. Simunek A., S.J., Kopecka D., Brazda T., Pilathadka .S, Chauhan R., Slezak R., *Changes in Stability After Healing of Immediately Loaded Dental Implants*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2010. 25(6): p. 1085-1092.
113. Schliephake H., A.A., Scharnweber D., Bierbaum S., Sewing A., *Effect of modifications of dual acid-etched implant surfaces on peri-implant bone formation. Part I: organic coatings*. Clinical oral implants research., 2009. 20(1): p. 31-7.
114. Bischof M., N.R., Szmukler-Moncler S., Bernard J. P.Samson J., *Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing*. Clinical Oral Implants Research., 2004. 15(5): p. 529-39.
115. Calandriello R., T.M., *Immediate function of single implant using Brånemark system: Prospective one-year report of final restorations*. . Appl Osseointegration Research., 2004. 4: p. 32-40.
116. Rasmusson L., S.G., Kahnberg K-E., Sennerby L., *Implant Stability Measurements Using Resonance Frequency Analysis in the Grafted Maxilla: A Cross-Sectional Pilot Study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 1999. 1(2): p. 70-74.
117. Balshi S.F., A.D., Wolfinger G.J., Balshi T.J., *A Resonance Frequency Analysis Assessment of Maxillary and Mandibular Immediately Loaded Implants*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2005. 20: p. 584-594.
118. Aksoy, U.E., Kenan,T., Tolga F., *The Possible Association Among Bone Density Values, Resonance Frequency Measurements, Tactile Sense, and Histomorphometric Evaluations of Dental Implant Osteotomy Sites: A Preliminary Study*. Implant Dentistry., 2009. 18(4): p. 316-325.
119. Todisco M., T.P., *Bone Mineral Density and Bone Histomorphometry are Statistically Related*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants2005. 20(6): p. 898–904.
120. J. S. THOMSEN, E.N.E., 2 and Li. MOSEKILDE, *Relationships Between Static Histomorphometry and BoneStrength Measurements in Human Iliac Crest Bone Biopsies*. bone, 1998. 22(2): p. 153-163.
121. H. Devlin, P., MSc, BSc, BDS,a K. Horner, PhD,b and D. Ledgerton, and BSc(Hons)c, *A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities*. Journal of prosthetic dentistry, 1998. 79(3): p. 623-637.

Bibliografia

122. Kurtulmus H., C.H.S., Pelin Guneri P., *Computed Tomography–Based Planning and Three-Dimensional Modeling for Craniofacial Implant Placement: A Technical Note*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2009. 24(5): p. 943-946.
123. Karl Dula K., M.R., Van der Stelt P.F. Buser D., *The Radiographic Assessment of Implant Patients: Decision-making Criteria*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2001. 16(1): p. 80-89.
124. Ito Y., S.D., Yoneda S., Ito D., Kondo H., Kasugai S. , *Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments*. Clinical oral implants research., 2008. 19(1): p. 9-14.
125. Al-Nawas B., W.W., Grötz K., *Insertion Torque and Resonance Frequency Analysis of Dental Implant Systems in an Animal Model with Loaded Implants*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2006. 21(5): p. 726-732.
126. Elias J.J., J.B.B.J.B., Henry A.,Scarton H.A., *A Dynamic Modal Testing Technique for Noninvasive Assessment of Bone–Dental Implant Interfaces*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1996. 11(6): p. 728-734.
127. Lachmann S., J.B., Axmann D., Gomez-Roman G., Groten M., Weber H., *Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability*. Clinical oral implants research., 2006. 17(1): p. 75-9.
128. Glauser R. , M.N., *Diagnostische Möglichkeiten zur Evaluation der Implantatstabilität. . N. implantologie.*, 2001. 9: p. 147-160.
129. N., M., *Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant*. The international journal of prosthodontics., 1998. 11: p. 491-501.
130. Ersanli S., K.C., Beck F., Leblebicioglu B. , *Resonance Frequency Analysis of One-Stage Dental Implant Stability During the Osseointegration Period*. Journal of periodontology., 2005. 76(7): p. 1066-1071.
131. Lachmann S., L.J.Y., Jager B., Axmann D., Gomez-Roman G.,Groten M., Weber H., *Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments*. Clinical oral implants research., 2006. 17(1): p. 80-4.
132. Lachmann S., Y.L.J., Axmann D., Weber H., *Influence of Implant Geometry on Primary Insertion Stability and Simulated Peri-implant Bone Loss:An In Vitro Study Using Resonance Frequency Analysis and Damping Capacity Assessment*. The Angle Orthodontist., 2011. 26(347-355).
133. Veltri M., B.P., Ferrari M., *Influence of transducer orientation on Osstell stability measurements of osseointegrated implants*. Clinical implant dentistry and related research., 2007. 9(1): p. 60-4.
134. Valderrama P., O.T.W., Jones A. A., Simpson J., Schoolfield J. D., Cochran D. L., *Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial*. Journal of Periodontology., 2007. 78(2): p. 262-72.

Bibliografía

135. Balleri P., C.A., Luca Ghelli L., Momicchioli G., Angelo Varriale., *Stability Measurements of Osseointegrated Implants Using Osstell" in Partially Edentulous Jaws after 1 Year of Loading: A Pilot Study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2002. 4(3): p. 128-132.
136. Lekholm U., Z.G.A., *Tissueintegrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence 1985(199-209).
137. Becker W., S.L., Bedrossian E., Becker B.E., Lucchini J.P., *Implant stability measurements for implants placed at the time of extraction: a cohort, prospective clinical trial*. The journal of periodontology., 2005. 76: p. 391-397.
138. Jackson, A., et al., *A comparison of stability between delayed versus immediately loaded orthodontic palatal implants*. J Esthet Restor Dent, 2008. 20(3): p. 174-84.
139. Miyazaki H; Pilot T., L.M.H., Barmes, D.E., *Profiles of periodontal conditions in adolescents measured by CPITN*. . International dental journal, 1991. 41: p. 67-73.
140. PER G., H.T.B., BADEIA M., *Application of the Community Periodontal Index of Treatment Needs (CPITN) in a population of young Brazilians*. Community Dentistry & Oral Epidemiology., 1983. 11(6): p. 341-346.
141. H., L., *The gingival index, the plaque index and the retention index system*. . Journal of Periodontology., 1967. 38: p. 489-495.
142. Muhlemann E.G.S., M.H.A., Honkala E. , *Risk factor for periodontal diseases in Ilala, Tanzania*. Journal of clinical periodontology., 1995. 22: p. 107-113.
143. P., A., *New ideas and advancing technology in prevention and non-surgical treatment of periodontal disease*. . International dental journal., 1993. 43(3): p. 223-238.
144. Baehni P., T.B., Chapuis B., Pernet D. , *Effects of ultrasonic and sonic scalers on dental plaque microflora in vitro and in vivo*. Journal of clinical periodontology., 1992. 19: p. 455-459.
145. Mengel R., B.C., Stelzel M. Flores de Jacoby L., *An in vitro study of oscillating instruments for root planing*. . Journal of clinical periodontology., 1994. 21(8): p. 513-518.
146. Rabbani, G.M., Ash, M.M., Caffese, R.G. , *The effectiveness of subgingival scaling and root planing in calculus removal*. Journal of Periodontology, 1981. 52(119-123).
147. FORCÉN BÁEZ A., R.N.M.T., ROYO-VILLANOVA PÉREZ M.L. , *Transferencia craneomaxilar. Comparación de dos tipos de arcos faciales*. Revista Europea de Odonto-Estomatología., 1998. 10: p. 39-42.
148. FORCEN BAEZ A., R.N.M.T., RAMOS CASTILLO M.R., ROYO-VILLANOVA PEREZ M.L. , *Estudio de las posiciones de lateralidad mandibular en un articulador semiajustable*. Revista Europea de Odonto-Estomatología. , 1997. 9(1): p. 23-28.

Bibliografia

149. Young S., K.d.F.K., Mongelli S., *Condylar displacement between centric relation and maximum intercuspation in symptomatic and asymptomatic individuals*. The Angle Orthodontist., 2010. 80(5): p. 835-842.
150. He S.S., D.X.D., Wamalwa P., Chen S., *Correlation between centric relation–maximum intercuspation discrepancy and temporomandibular joint dysfunction*. Acta Odontologica Scandinavica., 2010. 68(6): p. 368-376.
151. Robert G., G.C., Brundo D., *The kinetics of anterior tooth display*. Journal of prothesis dentistry, 1978. 39(5): p. 502-504.
152. Qualtrough; A, J.E., Burke;F. J. T, *A look at dental esthetics*. quintessence Int, 1994. 25: p. 7-14.
153. L., C., *The relationship between stature, skull, dental arch and tooth dimensions in different racial groups*. The Orthodontist., 1971. 3(1): p. 3-11.
154. Tipnis AK S.J., A.A.G., *The relationship between anterior overbite and overjet and gingival crevice depth. A pilot study of 48 individuals*. Parodontologie., 1971. 25(1): p. 19-23.
155. L.F., A., *The six keys to normal occlusion*. American journal of orthodontics 1972. 62(3): p. 296-309.
156. Fondriest J.F., M., D.C.,, *Fabrication radiographic stents in implant treatment planning*. Chicago Dental Society Review. , 1997. 90: p. 40-43.
157. Terzioğlu H., A.M., Ozan M.,, *The Use of a Computerized Tomography–Based Software Program with a Flapless Surgical Technique in Implant Dentistry: A Case Report*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2009. 24: p. 137-142.
158. Truitt H.P., J.R.A., Lindley, P.E., *Morphologic repliation of the mandible using computerized tomography for the fabrication of a subperiosteal implant*. Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology., 1988. 65: p. 499-504.
159. Dominguez Campelo L., D.C.J.R., *Flapless Implant Surgery:A 10-year Clinical Retrospective Analysis*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2002. 17: p. 271-276.
160. Cornellini R., M., Cangini F., Covani U., Barone A., Buser D., *Immediate Restoration of Single-Tooth Implants in Mandibular Molar Sites:A 12-month Preliminary Report*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2004. 19(6): p. 855–860.
161. Çehreli M C., K.A.M., Comert A., Akkocaoğlu A., Tekdemir I., Akça A., *Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets*. Clinical Oral Implants Research., 2009. 20(10): p. 1163-1169.
162. Meredith N., A.D.C.P., *Quantitative determination of the stability of the implant-tissue using resonance frequency analysis*. Clinical Oral Implants Research., 1996. 261-267.

Bibliografía

163. Brouwers J. E., L.F., Visscher C. M., Wismeijer D., Naeije M., *Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles*. Journal of oral rehabilitation., 2009. 36(4): p. 279-83.
164. Lachmann S., K.-M.E., Axmann D. Gomez-Roman G., Weber H., Haas R., *Reliability of findings around healthy implants in association with oral hygiene measures: a clinical, microbiological, and immunological follow-up in edentulous patients*. Clinical Oral Implants Research., 2007. 18(6): p. 686-98.
165. Degidi M., D.G., Piattelli A., *Determination of Primary Stability: A Comparison of the Surgeon's Perception and Objective Measurements*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2010. 25: p. 558-561.
166. Hobkirk J. A., W.H.W.A., *Biomechanical aspects of oral implants: Consensus report of Working Group* . Clinical Oral Implants Research., 2006. 17(supplement 2): p. 52-54.
167. Park J. C., K.H.D., Kim S. M., Kim M. J., Lee J. H., *A comparison of implant stability quotients measured using magnetic resonance frequency analysis from two directions: a prospective clinical study during the initial healing period*. Clinical Oral Implants Research., 2010. 21(6): p. 591-7.
168. Seong W., H.J., Holtan J., Olin P., Hodges J., Ko C., , *Initial stability measurement of dental implants placed in different anatomical regions of fresh human cadaver jawbone*. The Journal of Prosthetic Dentistry., 2008. 99(6): p. 425-434.
169. Araceli Boronat López 2, M.P.D., Orlando Martínez Cortissoz 2, Ignacio Mínguez Martínez, *Estudio del análisis de frecuencia de resonancia tras la colocación de 133 implantes dentales*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2006. 11: p. 272-276.
170. Ohta K., T.M., Minami M., Shigeishi H., Hiraoka M., Nishimura M., Kamata N., *Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device*. Journal of oral rehabilitation., 2010. 37(2): p. 131-7.
171. Murat A., S.U., Ibrahim T.,Kivanc A.,Murat Cavit C., *Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study*. Clinical Oral Implants Research., 2005. 16: p. 202–209.
172. Han J., Lulic M., and L. N.P., *Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter*. Clinical Oral Implants Research., 2010. 21(6): p. 605-611.
173. Huwiler M. A., P.B.E., Bosshardt D. D., Salvi G. E., Lang N. P.,, *Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation*. Clinical Oral Implants Research., 2007. 18(3): p. 275-80.
174. Schwarz F., H.M., Bieling K., Becker J. , *Crestal Bone Changes at Nonsubmerged Implants (Camlog) with Different Machined Collar Lengths:A Histomorphometric Pilot Study in Dogs*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2008. 23: p. 335-342.

Bibliografia

175. Brochu J-F, J.D.A.J.D., Zarb G.A., *The Influence of Early Loading on Bony Crest Height and Stability: A Pilot Study*. International journal of prosthodontics., 2005. 18: p. 506–512.
176. Lai H. C., Z.Z.Y., Wang F., Zhuang L. F., Liu X., *Resonance frequency analysis of stability on ITI implants with osteotome sinus floor elevation technique without grafting: a 5-month prospective study*. Clinical Oral Implants Research., 2008. 19(5): p. 469-75.
177. Canay S., A.K., *Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface*. Implant dentistry., 2009. 18(3): p. 239-48.
178. De Smet E., J.S., Vandamme K., Vander Sloten J., Naert I., *Positive effect of early loading on implant stability in the bi-cortical guinea-pig model*. Clinical Oral Implants Research., 2005. 16(4): p. 402-7.
179. Huang H-M., S.L.S.-Y., Yeh C-Y., Yeh C-Y., Lin L-H., *Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach*. Clinical Oral Implants Research., 2002. 13: p. 65-74.
180. Turkyilmaz I., S.L., McGlumphy E. A., Tozum T. F., *Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2009. 11(2): p. 113-9.
181. A., T.I.M.E., *Is there a lower threshold value of bone density for early loading protocols of dental implants?*. Journal of oral rehabilitation., 2008. 35(10): p. 775-81.
182. Turkyilmaz I., A.U.M.E.A., *Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2008. 10(4): p. 231-7.
183. Bogaerde L. V., P.G., Sennerby L., Meredith N., *Immediate/Early function of Neoss implants placed in maxillas and posterior mandibles: an 18-month prospective case series study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2010. 12 Suppl 1: p. e83-94.
184. Farre-Pages N., A.-C.M.L., Alaejos-Algarra F., Mareque-Bueno J., Ferres-Padro,E., Hernandez-Alfaro F., *Relation between bone density and primary implant stability*. Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal., 2011: p. e62-e67.
185. Kahraman S., B.B.T., Asar N. V., Turkyilmaz I., Tozum T. F., *Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants*. Journal of oral rehabilitation., 2009. 36(10): p. 755-61.
186. Karl M., G.F., Heckmann S., Krafft T., *Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants*. Clinical Oral Implants Research., 2008. 19(2): p. 214-8.
187. O’Sullivan D., S.L., Jagger D., Meredith N., *A Comparison of Two Methods of Enhancing Implant Primary Stability*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2004. 6(1): p. 48-57.

Bibliografia

188. Jason D., O.T.W., *Identification of Stability Changes for Immediately Placed Dental Implants*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2007. 22(4): p. 623–630.
189. Alsaadi G., Q.M., Katleen M., Reinhilde J., and van Steenberghe D., *A biomechanical assessment of the relation between the oralimplant stability at insertion and subjective bone quality assessment*. Journal of clinical periodontology., 2007. 34: p. 359-366.
190. Turkyilmaz I., T.C., Ozbek E. N., Tözüm T. F., *Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants*. Journal of clinical periodontology., 2007. 34(8): p. 716-722.
191. Strnad J., U.K., Povysil C., Strnad Z., *Secondary Stability Assessment of Titanium Implants with an Alkali-Etched Surface: A Resonance Frequency Analysis Study in Beagle Dogs*. The international journal of oral and maxillofacial surgery., 2008. 23: p. 502-512.
192. Huang H.M., C.C.L., Yeh C.Y., Lee S.Y. , *Factors influencing the resonance frequency of dental implants*. international journal of oral and maxillofacial surgery., 2003. 61: p. 1184-1188.
193. Esposito M., H.J.M., Lekholm, U., Thomsen,P., *Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implantes.(I)Success criteria and epidemiology*. European journal of oral Sciences., 2003. 106: p. 525-551a.
194. Guncu G. N., T.T.F., Guncu M. B., Yamalik N. , *Relationships between implant stability, image-based measures and nitric oxide levels*. Journal of oral rehabilitation., 2008. 35(10): p. 745-53.
195. Becker W., W.U.M., Sennerby L., Qahash M., Hujoel P., Goldstein M., Turkyilmaz I., *Histologic evaluation of implants following flapless and flapped surgery: a study in canines*. Journal of Periodontology., 2006. 77(10): p. 1717-22.
196. Kessler-Liechti G., Z.J., Mericske-Stern R., *Stability Measurements of 1-Stage Implants in the Edentulous Mandible by Means of Resonance Frequency Analysis*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2008. 23: p. 353-358.
197. Horwitz J., Z.O., Peled M., Machtei E.E., *Immediate and Delayed Restoration of Dental Implants in Periodontally Susceptible Patients: 1-Year Results*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2007. 22: p. 423-429.
198. Gorahsson A., A.W.A., *Bone Formation at Titanium Implants Preparedwith Iso- and Anisotropic Surfaces of SimilarRoughness: An in Vivo Study*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2005. 7(1): p. 17-23.
199. Cricchio G., P.V.C., Faria P. E., de Oliveira J. A., Lundgren S., Sennerby L., Salata L. A., *Histological findings following the use of a space-making device for bone reformation and implant integration in the maxillary sinus of primates*. Clinical Implant Dentistry and Related Research., 2009. 11 Suppl 1: p. e14-22.

Bibliografia

200. Koh J. W., Y.J.H., Han J. S., Lee J. B., Kim S. H., *Biomechanical evaluation of dental implants with different surfaces: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits*. The journal of advanced prosthodontics., 2009. 1(2): p. 107-12.
201. A., T.I.M.E., *Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study*. BMC Oral Health., 2008. 8(1): p. 32.
202. T., S., *Pilot study in the identification of stability values for determining immediate and early loading of implants*. Journal of Oral Implantology., 2007. Vol. XXXIII(1): p. 13-22.
203. Neugebauer J., W.M., Lekovic V., Linne Von Berg K-H., Zoeller J.E., *Mechanical Stability of Immediately Loaded Implants with Various Surfaces and Designs: A Pilot Study in Dogs*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2009. 24: p. 1083-1092.
204. Pieri F., A.N.N., Fini M., Corinaldesi G., *Immediate occlusal loading of immediately placed implants supporting fixed restorations in completely edentulous arches: a 1-year prospective pilot study*. Journal of Periodontology., 2009. 80(3): p. 411-21.
205. Zix J., K.-L.G., Mericske-Stern R., *Stability Measurements of 1-Stage Implants in the Maxilla by Means of Resonance Frequency Analysis: A Pilot Study*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants., 2005. 20: p. 747-752.
206. Aparicio A., L.N., Rangert R., *Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface*. Clinical Oral Implants Research., 2006. 7(supplement 2): p. 2-7.